

*République Algérienne Démocratique et Populaire*  
*Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique*  
*Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou*



*Faculté de Génie Electrique et d'Informatique*  
*Département d'électronique*

## **Mémoire de fin d'études**

En vue de l'obtention du diplôme de Master Académique en électronique

**Spécialité : Electronique biomédicale**

## **Thème**

**Etude d'un Moniteur de Surveillance  
Médicale**

Dirigé par:

M<sup>elle</sup>: A. SIDI SAID

Réalisé par :

DJAOUTI ALI

OTMANI ALI

Promotion 2017/2018

## REMERCEMENTS

---

Je tiens à exprimer ma profonde reconnaissance, et vive gratitude à M<sup>elle</sup> SIDI SAID, pour avoir dirigé, suivi constamment le progrès de ce mémoire, et d'avoir consacré un temps et une disponibilité d'esprit considérable à mon égard.

Je suis également reconnaissante aux enseignants et enseignantes qui ont contribué à ma formation, et qui se sont donnés la peine et la patience

Je ne peux oublier de remercier tous ceux qui ont de près ou de loin contribué à la réalisation de ce travail.

---

# Sommaire

## Table des matières

1. Introduction generale .....	1
Chapitre I.....	2
1. Introduction.....	2
2. Les signaux vitaux : .....	2
2.1 Le système cardiovasculaire : .....	2
2.2 Description du fonctionnement du cœur humain : .....	2
2-2-1. Les méthodes employées pour la mesure du rythme cardiaque.....	3
2-2-2. L'elevtrocardiogramme(ECG).....	3
2-3. Saturation d'oxygène .....	5
2-4. La tension artérielle.....	7
2-5. La Température : .....	9
2-5-1. Le thermomètre : .....	10
2-6. La spirométrie : .....	11
2-6-1 Le spiromètre : .....	11
2-6-2 Test de spirométrie : .....	12
2-6-3 La courbe volume-temps expliquée .....	13
2-6-4. La Capacité Vital (lente).....	15
3-Conclusion : .....	16
Chapitre II.....	17
1-Introduction : .....	17
2. Information Générale .....	17
3. Surveillance ECG.....	19
3-1. qu'est ce que la surveillance ECG : .....	19
3-2. Les électrodes pour la surveillance ECG .....	20
4. La surveillance SPO2.....	20
5. Surveillance NIBP .....	21
6. Surveillance deTEMP.....	21
7. HOLTER : .....	22
7-1. Introduction.....	22
7.2 Schema bloc del'holter:.....	22
8. Oxymétrie de pouls : .....	27
8-1. Introduction.....	27
8.3.Fonctionnement : .....	27

8.4	Loi de Beer -Lambert .....	28
8.5.	Absorption des ondes lumineuses par Hb et HbO2.....	29
8.6	La mesure de la saturation artérielle en O2 .....	29
8-7.	Taux de saturation en oxygène.....	30
8-8.	Principe général de fonctionnement de l'oxymètre de pouls.....	32
8-9.	Partie numérique .....	35
9.	Conclusion.....	38
Chapitre III.....		39
1-	Introduction.....	39
2.	Présentation de proteus.....	39
2- 1.	ISIS.....	39
2.2.	ARES.....	40
3.	Simulation sur proteus.....	41
3-1.	Codeblocks :.....	41
3-2.	Simulation : .....	42
4-	Conclusion .....	48
Conclusion générale : .....		49

## Liste des figures

Figure I 1 : Le cœur.....	3
Figure I 2 : Courbe ECG. ....	4
Figure I 3 : Emplacement des électrodes. ....	5
Figure I 4 : le capteur doigtier.....	6
Figure I 5 : le capteur oreille. ....	7
Figure I 6 : Le brassard. ....	8
Figure I 7 : les tensiomètres électroniques .....	8
Figure I 8 : La courbe de la tension.....	9
Figure I 9 : Régulation de la température corporelle.....	10
Figure I 10 : a)sonde de température, b) figure(12) thermomètre.....	11
Figure I 11 : Courbe volume-temps. ....	13
Figure I 12 : Courbe débit-volume.....	14
Figure I 13 : Courbe volume – temps.....	15
Figure II 1: Moniteur patient.....	18
Figure II 2: a) Panneau gauche .....	19
FigureII 3:Mise en place de electrodes pour un ensemble de trois plombs.....	20
Figure II 4:Montage du capteur .....	21
Figure II 5: Schéma bloc de l'holter.....	22
Figure II 6: Amplificateur d'instrumentation.....	23
Figure II 7: Circuit DRL.....	24
Figure II 8:Organigramme de calculs de pouls.....	26
Figure II 9: Variation de l intensité de la lumière en fonction de la longueur d onde.....	29
Figure II 10: la relation entre le rapport R et la saturation en oxygène.....	31
Figure II 11: Courbe de dissociation de l'hémoglobine (courbe de Barcroft).....	32
Figure II 12 : Schéma bloc de l'appareil.....	33
Figure II 13: Photo transistor.....	33
Figure II 14: Circuit électrique du capteur.....	34
Figure II 15: Organigramme de la gestion du système.....	36
Figure II 16 : Organigramme de calcul de la SPO2.....	37
Figure III 1 : Fenêtre du module de simulation de proteus .....	40
Figure III 2 :Fenêtre du module proteus ARES.....	40
Figure III 3 : Fenêtre de codeblocks.....	41
Figure III 4 : Face de proteus.....	42
Figure III 5:Le pic 18F2550.....	43
Figure III 6 Organigramme du programme .....	44
Figure III 7 : Schéma de simulation.....	45
Figure III 8 : Choix du programme.....	46
Figure III 9 : Injection du programme.....	46
Figure III 10 : taux d'oxygène moins de 91%.....	47
Figure III 11 : taux d'oxygène entre 91% et 95% .....	47
Figure III 12 : taux d'oxygène entre 96% et 99%.....	48

# Introduction générale

# Introduction générale

Dans le domaine médical, le médecin à besoin d'évaluer et surveiller l'état de son patient, surtout dans les salles de réanimation ou pendant les interventions chirurgicales en utilisant un appareil qui permet d'enregistrer le rythme cardiaque, la tension artérielle et la saturation d'oxygène dans le sang.

Le personnel médical ne pourrait pas se passer du moniteur multiparamétrique. Cet outil est placé en permanence à côté de tout patient demandeur de surveillance rapprochée et permet d'enregistrer ces paramètres vitaux d'une manière automatique, lorsque les chiffres mesurés ne correspondent pas aux normes habituelles, prévient l'équipe soignante de la survenue d'une défaillance d'un organe. [1]

Ce moniteur à des différents accessoires tels que ; le brassard pour la mesure de la pression artérielle, les câbles de l'ECG et les électrodes pour l'activité cardiaque et une oxymétrie de pouls pour la saturation en oxygène, le tout relié à un appareil avec écran sur lequel seront affichés en continu les paramètres physiologiques à surveiller.

Notre objectif est d'étudier le moniteur à multiparamétrique. Pour ce faire, on a subdivisé notre travail en trois chapitres comme suit :

- Le premier chapitre expose des généralités sur le corps humain et le moniteur.
- Au deuxième chapitre, nous avons parlé de manière détaillée de l'oxymétrie de pouls et mesure ECG.
- La simulation de l'oxymètre fait l'objet du troisième chapitre.

Enfin, nous terminerons par une conclusion générale.

## 1. Introduction :

Le moniteur de surveillance multiparamétrique est utilisé dans la réanimation, les blocs opératoires et en transport médicalisé, ce qui permet aux personnel médical de surveiller automatiquement les signaux vitaux de leurs patients d'une manière permanente tel que le rythme cardiaque, la tension artérielle et la saturation d'oxygène dans le sang.

## 2. Les signaux vitaux :

### 2.1 Le système cardiovasculaire :

Le système cardiovasculaire échange des aliments, des déchets et des gaz dans les cellules du Corp. Le cœur est au centre de ce système qui consiste à pomper le sang dans les artères et les veines (vaisseaux sanguins).

### 2.2 Description du fonctionnement du cœur humain :

Le cœur possède sa propre activité rythmique ; il n'a pas besoin de stimulus da la part du système nerveux pour fonctionner, car ses cellules possèdent leur propre excitation électrique.

Il est constitué de deux parties semblables ; la partie gauche, reçoit le sang oxygéné en provenance des poumons à travers les veines pulmonaire, ensuite, il est acheminé dans les artères vers les organes ou il est distribué aux tissus par les capillaires.

L'autre partie (la droite) reçoit le sang chargé en CO<sub>2</sub> libéré par les différents organes à travers les veines. Une fois dans le cœur, le sang chargé en déchets est conduit dans les veines pulmonaires vers les poumons, ou il se charge à nouveau en oxygène, puis parcourt les veines pulmonaires vers l'oreillette gauche et le cycle reprend.

- Les artères acheminent le sang oxygéné vers les tissus
- Les veines conduisent le sang en déchets et CO<sub>2</sub>vers le cœur
- Les capillaires sont des vaisseaux sanguins microscopiques, ils se chargent des échanges gazeux et nutritifs entre le sang et les tissus.

Lorsque le cœur pompe le sang il engendre une pression alternative dans les artères c'est la pression ou tension artérielle.

Cette pression (ou battements du cœur) peut être sentie en appliquant les doigts sur la gorge ou le poignet c'est ce qu'on appelle la prise du pouls [2].

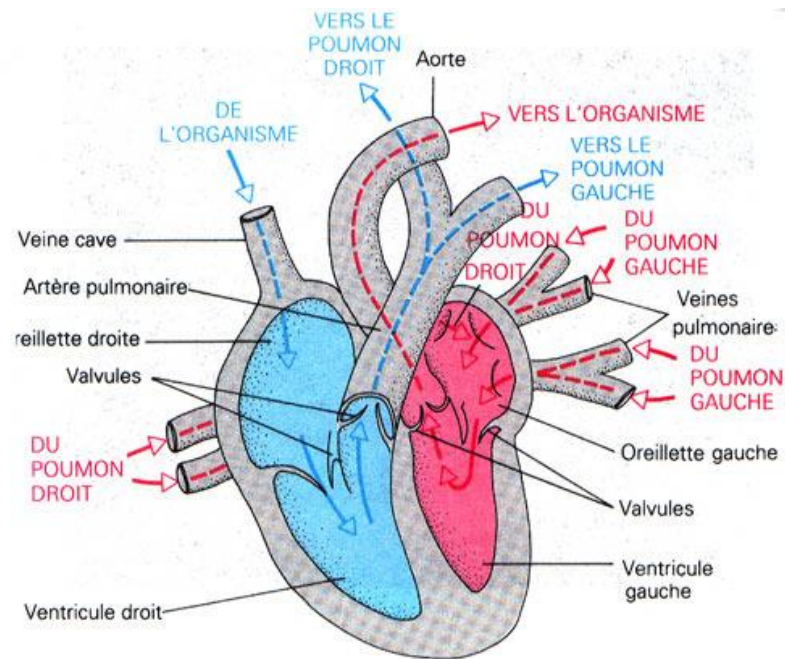


Figure I. 1 : Le cœur [2]

### 2-2-1. Les méthodes employées pour la mesure du rythme cardiaque

Le rythme cardiaque se situe entre 60 et 80 pulsations par minute au repos et atteint un maximum théorique de 220.

. Pour la mesurer on emploie deux catégories de capteurs : les capteurs de l'activité électrique de cœur (dans l'ECG), et le microphone pour le stéthoscope électronique. [3]

### 2-2-2. L'électrocardiogramme (ECG) :

Un ECG représente l'activité électrique produite par le cœur. Pour capter cette activité on se sert d'électrodes fixées sur la poitrine du patient en formant un triangle. Ces dernières sont reliées par un câble vers le module d'acquisition ECG, en fonction du temps il trace sur un écran ou imprimé sur une bande de papier la courbe qui représente l'activité électrique du cœur.

Sur la base de cette courbe ECG, on pourra reconnaître diverses modifications telles que des troubles de l'irrigation ou du rythme cardiaque ainsi que l'hypertrophie (accroissement) du muscle cardiaque.[9]

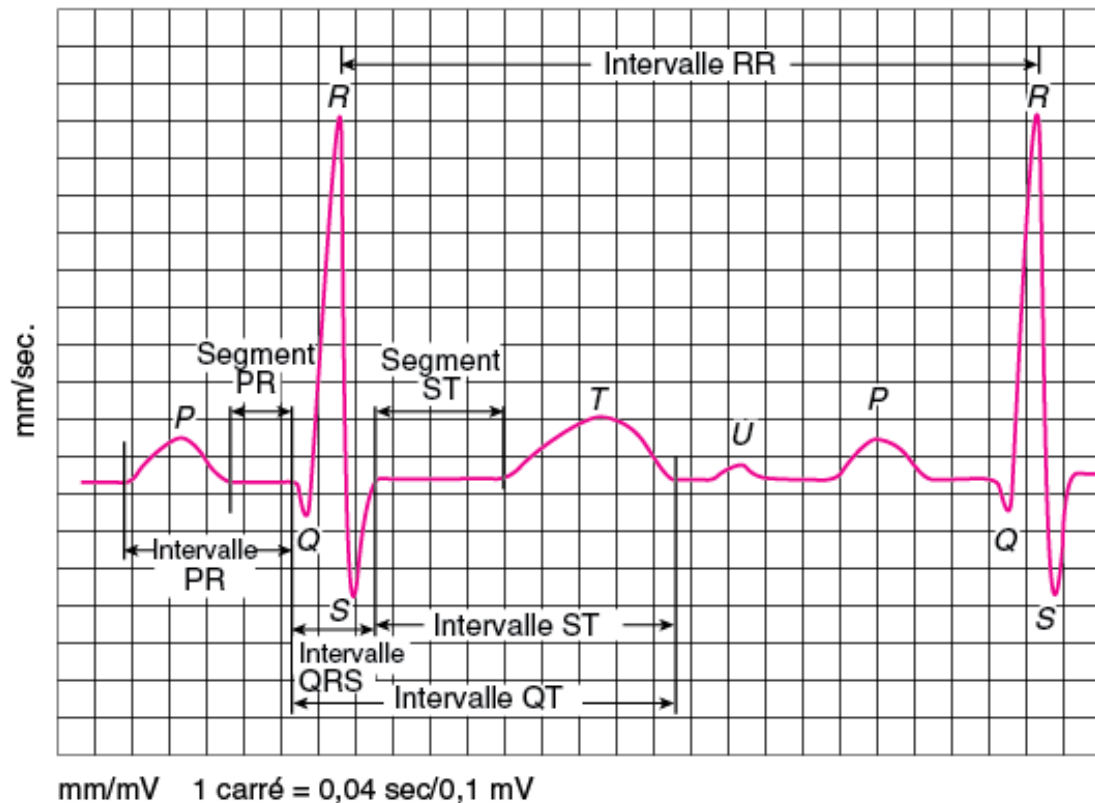


Figure I 2 : Courbe ECG [4]

- **Onde P** correspond à la dépolarisation (et la contraction) des oreillettes, droit et gauche
- **Intervalle PR** (ou PQ) est le temps entre le début de P et le début de QRS. il est le témoin de temps nécessaire à la transmission de l'influx électrique du nœud sinusal des oreillettes au tissu myocardique des ventricules
- **Onde QRS** (appelé aussi complexe QRS) qui correspond à la dépolarisation (et la contraction) des ventricules, droit et gauche
- **Segment ST** correspond au temps séparent le début de la dépolarisation ventriculaire représentée par le complexe QRS et à la fin de dépolarisation ventriculaire représenté par l'onde T.
- **Intervalle QT** mesuré du début du QRS à la fin de l'onde T correspond à l'ensemble de la dépolarisation ventriculaire (temps de systole électrique).
- **Onde T** correspond à l'essentiel de la dépolarisation (la relaxation) des ventricules, celle-ci commençant dès le QRS pour quelques cellules [5].

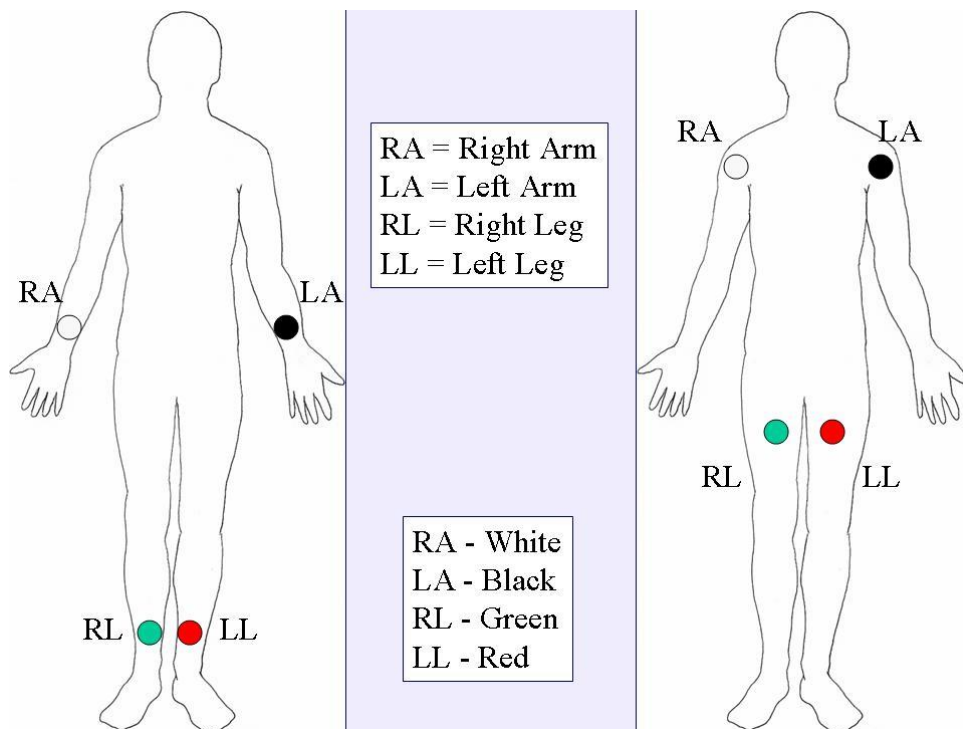


Figure I 3 : Emplacement des électrodes [5]

### 2-3. Saturation d'oxygène

L'oxymétrie de pouls ou saturation en oxygène est une méthode de mesure non invasive (sans introduire d'instruments dans la peau) de la saturation en oxygène de l'hémoglobine dans les capillaires

On parle de saturation SPO2 (saturation pulsée en oxygène, proche de la SAO2 (saturation artérielle en oxygène) qui est la saturation artérielle en oxygène.

L'oxygène (O<sub>2</sub>) est présent dans le sang sous deux formes :

- Sous forme dissoute (PaO<sub>2</sub>)
- Sous forme combinée à l'hémoglobine (HbO<sub>2</sub>) sachant que O<sub>2</sub> dissout  $\ll$  O<sub>2</sub> combiné.

Le contenu artériel en oxygène (CaO<sub>2</sub>) est la somme des quantités d'O<sub>2</sub> dissout et d'O<sub>2</sub> combiné à l'hémoglobine soit :  $CaO_2 = (0.003 \cdot PaO_2) + (Hb \cdot 1.39 \cdot SaO_2)$ .

Son principe consiste à mettre sur un côté du doigt du patient un capteur composé d'une LED Rouge et une d'une LED infrarouge et sur l'autre côté, un double capteur pour la lumière rouge et infrarouge. Quand le sang est chargé en oxygène il prend une couleur rouge

Vif, on l'appelle l'**oxyhémoglobine**. Lorsque le sang est chargé en CO<sub>2</sub> on l'appelle **d'oxyhémoglobine**

1. L'**oxyhémoglobine** absorbe plus de lumière infrarouge et laisse passer plus de lumière rouge
2. **Ladé oxyhémoglobine** absorbe plus de lumière rouge et laisse passer plus de lumière infrarouge

La partie non absorbée est recueillie par le capteur puis analysée. Cette analyse est réalisée suivant la valeur d'absorption de la **déoxyhémoglobine** et de l'**oxyhémoglobine** [3]

Il existe deux types d capteur :

**a) Un capteur placé sur le doigt**

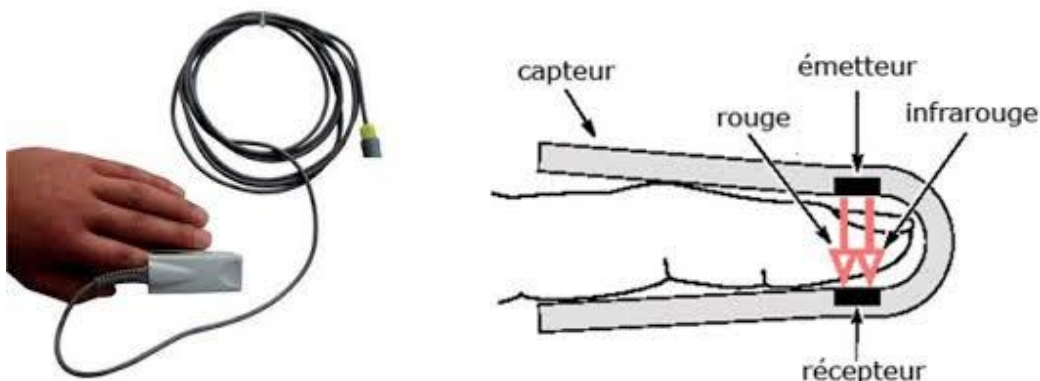


Figure I 4 : le capteur placé sur le doigt [6]

**b) Un capteur placé sur une oreille**

Figure I 5 : le capteur placé sur l'oreille.

**2-4. La tension artérielle**

Les appareils de mesure de la tension artérielle (non invasifs). Appelée tensiomètre, il repose sur le principe de la détection des ondes de pression artérielle. La méthode utilisée est dite oscillométrique. Elle s'effectue sur les membres du patient. Les étapes de mesure sont les suivantes :

- 1) Le brassard se gonfle à la pression prédéterminée par l'utilisateur au-dessus de la pression à mesurer, soit 180 mm Hg pour un adulte, coupant la circulation sanguine dans les artères du membre contrôlé (ici le capteur ne capte aucune impulsion).
- 2) Le brassard se dégonfle progressivement.
- 3) Lorsque la pression du brassard atteint celle du pic systolique le tensiomètre enregistre la pression artérielle systolique, le son commence à être audible (si on utilise un stéthoscope).
- 4) La pression du brassard décroît encore jusqu'à atteindre le pic diastolique. Le son ou le mouvement n'est plus capté (il n'y a plus de pulsations dans l'air du brassard). Le tensiomètre enregistre alors la pression artérielle diastolique [7].

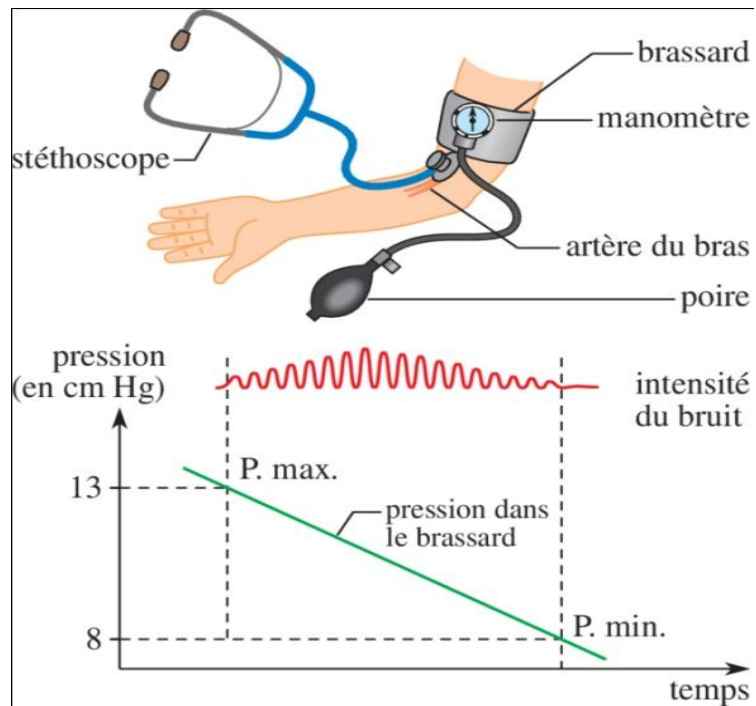


Figure I 6 : Le brassard.



Figure I. 7 : Les tensiomètres électroniques [4]

Le capteur employé est un transducteur de pression de type piézoélectrique il est placé au-dessous du brassard au contact de la peau.

Voici la courbe obtenu avec ce genre d'appareil :

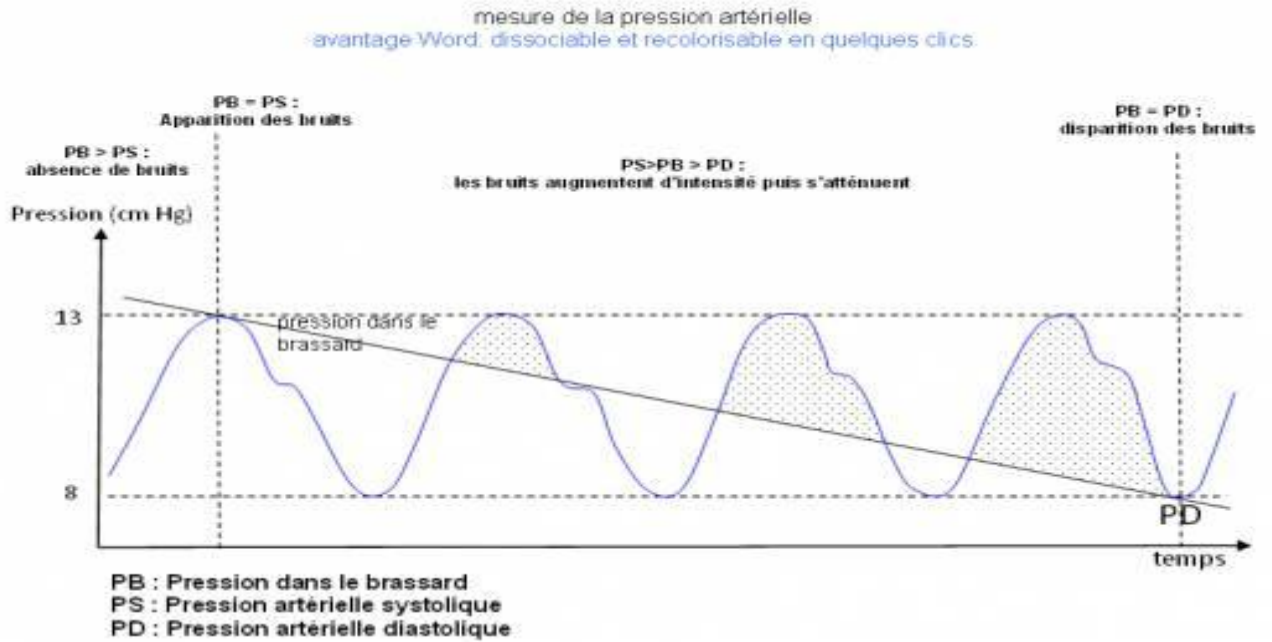


Figure I 8 : La courbe de la tension. [8]

**2-5. La Température humaine :**

La température est une grandeur physique mesurée à l'aide d'un thermomètre et étudiée en thermométrie.

Dans la vie courante, elle est réelle aux sensations de froid et de chaud, provenant du transfert thermique entre le corps humain et son environnement. En physique, elle se définit de plusieurs manières : comme fonction croissante du degré d'agitation thermique des particules (en théorie cinétique des gaz), par l'équilibre des transferts thermiques entre plusieurs systèmes ou à partir de l'entropie (en thermodynamique et en physique statistique).

La température est une variable importante dans d'autres disciplines : météorologie, climatologie, médecine et chimie.

En physique on peut définir la température comme suit :

$$T = \int dv \cdot P(v) \cdot (v - u)^2 \dots \dots \dots [1]$$

\* T est la moyenne des carrés des écarts à la vitesse moyenne ;

\*  $p(v, t)$  est la distribution des probabilités des vitesses,

\* La vitesse des particules,  
 $v$

\* le champ de vitesse (la vitesse moyenne) ;  
 $u$

\* L'intervalle de vitesse considéré  
 $dv$

Le corps humain est un organisme homéotherme, ce qui signifie que sa température corporelle est quasiment constante.

On considère généralement que la température basale usuelle du corps humain est de  $37.0^{\circ}\text{C}$ , cependant cette valeur dépend de l'endroit du corps où est faite la mesure, de l'heure de la journée et du niveau d'activité de la personne.

Une température corporelle normale se situe entre  $36.1^{\circ}\text{C}$  et  $37.8$  [9]

La figure ci-dessus représente la variation de la température dans le corps humaine ;



Figure I 9 : Régulation de la température corporelle [10]

### 2-5-1. Le thermomètre :

Le thermomètre est un instrument qui sert à mesurer la température. Il est utilisé dans différents domaines (médical, alimentaire...).

Le thermomètre médical évalue la température de notre corps.

Il existe plusieurs types de thermomètres, le thermomètre tympanique pour une prise à l'oreille, les thermomètres frontaux et les thermomètres à distance. Ces derniers étant pratiques chez les enfants.

La prise de température anale reste la plus fiable.

On estime que la température du corps se situe entre  $37^{\circ}\text{C}$  et  $37,5^{\circ}\text{C}$ , au-delà on parle de fièvre ou d'hyperthermie. En dessous de  $36^{\circ}$ , on parle d'hypothermie[11]

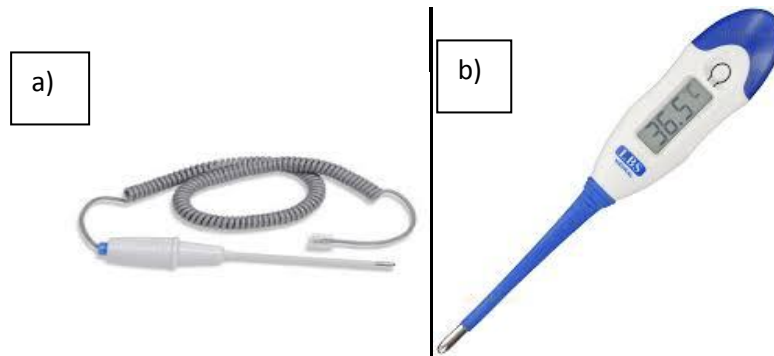


Figure I.10 : a) Sonde de température, b) Thermomètre [12]

## 2-6. La spirométrie :

La spirométrie est une méthode simple de mesure des capacités pulmonaires d'un individu. Ces capacités sont mesurées à l'aide de nombreuses valeurs, évaluées chacune à l'aide de tests différents mais qui ont en commun à la mesure de l'expiration de l'air contenu dans les poumons. Par comparaison avec les résultats moyens des individus de mêmes sexe, de même âge et de même poids les médecins savent déterminer des insuffisances respiratoires voire même certaines pathologie ou infections à l'aide de ces tests [13].

### 2-6-1 Le spiromètre :

Un spiromètre est un instrument servant à faire un spiromètre : la mesure des volumes d'air inspirés et expirés par un patient ainsi que les débits s'y rattachant.

Il existe deux grandes catégories de spiromètre :

- ✓ Les spiromètres mesurent un volume et fournissant le débit indirectement :
  - Spiromètre à joint de déroulement
  - Soufflet
- ✓ Les spiromètres mesurant le débit et fournissant le volume indirectement :
  - Turbine avec mesure optique de la vitesse
  - Spiromètre à fil chauffant
  - Ultrasonique, mesure le temps de transit des deux ondes ultrasonores (mesurer également la capnographie) [14].

**2-6-2 Test de spirométrie :**

La spirométrie est un des tests de la fonction pulmonaire.

Le test spirométrie le plus important et la CVF (Capacité Vitale Forcée).

Les autres tests de spiromètre sont la CV (Capacité Vitale ou Capacité Vitale Lente) et la VMM (Ventilation Maximale par minute)

La Capacité Vitale Forcée :

La CVF est une expiration forcée. Le patient assis et garde son dos droit durant la manœuvre, le pince-nez n'est pas obligé mais recommander, c'est très important que les lèvres enferment bien le l'embout du spiromètre, pour qu'il n'y ait pas de fuites.

Si le spiromètre le permet le patient respire calmement dans le spiromètre, au moment que le patient et le sphéromètre sont prêt, le patient inspire profondément afin de remplir ses poumons à fond, et expire après le plus fort et le plus vite possible tout l'air de ses poumons dans le spiromètre.

Selon les normes ATS (American Thoracique Society) la durée de l'expiration devrait être au moins six secondes, ce qui est très difficile pour un patient sain, c'est la raison pourquoi la plupart des spiromètres acceptent une expiration a trois secondes.

Ensuite le patient inspire complètement et forcé afin d'obtenir la courbe respiratoire [15]

Les résultats de spiromètre sont comparés aux valeurs théoriques ou prédites, qui eux sont calculés en partant de l'âge, du sexe, de la taille et de groupe ethnique du patient.

Un bon spiromètre vous offre deux courbes :

La courbe volume-temps

La courbe débit-volume

### 2-6-3 La courbe volume-temps de spirométrie

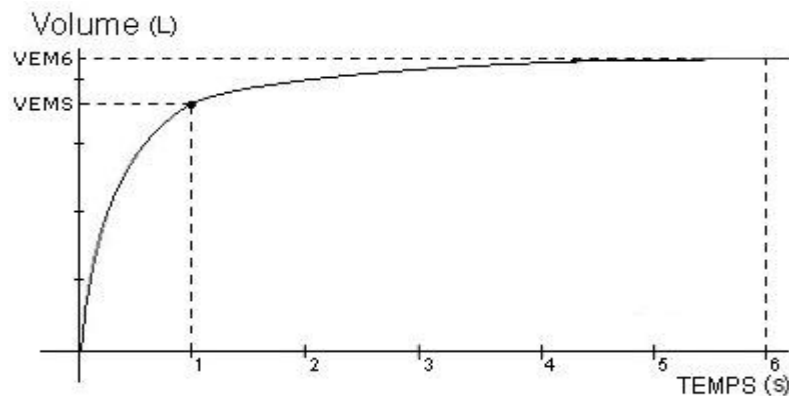


Figure I 11 : Courbe volume-temps

Pendant la première seconde du manœuvre un patient sain expire environ 80% de sa CVF. On parle du VEMS (Volume Expiratoire Maximal par Seconde) un paramètre très important dans la spirométrie.

L'indice tiffé eau vous offre le rapport  $VEMS/CV$  (Capacité Vitale) en pourcentage.

Chez un patient obstructif l'indice de tiffé eau est en dessous de 70%

Au moment que le VEMS et CVF ont diminués et l'indice de tiffé eau est resté stable ou est même augmenté, ceci pourrait être suggestif une restriction du volume pulmonaire.

Après six seconde le paramètre VEM6 est atteint. Parfois on utilise le VEM6 au lieu de la CVF et le rapport  $VEMS/VEM6$  au lieu de tiffé eau.

L'explication de la courbe Débit/volume.

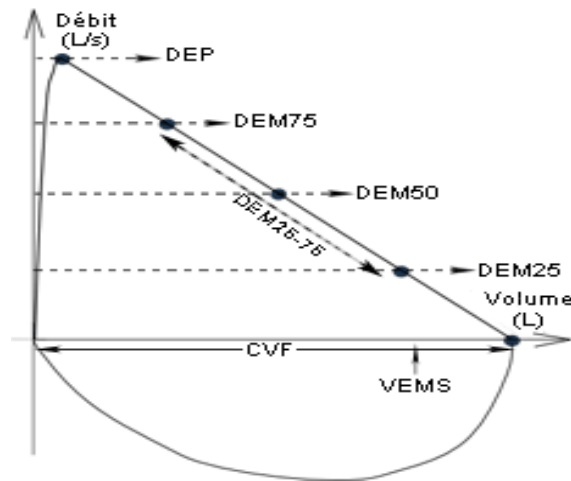


Figure I 12 : courbe débit-volume

La courbe débit-volume démarre à zéro, au point d'intersection des axes x et y (débit=0 et volume=0). Le débit augmente très vite immédiatement après le départ du teste de spiromètre, et doit atteindre son maximum dans les 100 millisecondes.

Ce point est nommé le Débit Expiratoire de Pointe (DEP), ce dernier représente l'expiration d'air expirée des grandes voies aériennes.

Après le DEP la courbe est en ligne descendante (le débit baisse) quoiqu'il y a plus de volume expiré, après 25% de la CVF le point DEM75 (ou FEF25) est atteint : le débit ou la patient doit encore expirer 75% de la CVF.

A 50% de la CVF le paramètre DEM50 est atteint après 75% le DEM25 (ou FEF75).

Le paramètre DEM2575 est le débit expiratoire médian mesuré entre 25% et 75% de la CVF.

Le débit continue à décliner pour finalement atteindre le zéro : la fin du test. Le point où la courbe touche l'axe est la CVF : la totalité du volume pulmonaire mobilisable est expirée (si la manœuvre du teste de spiromètre est bien fait).

La morphologie de la courbe spirométrie est d'une importance énorme, c'est la première indication de la qualité du test, en regardant la morphologie de la courbe une personne entraînée peut immédiatement voir si le test a bien été exécuté par le patient.

Une courbe concave est très suggestive pour une obstruction bronchique [16].

#### 2-6-4. La Capacité Vital (lente)

Ce test de ressemble la CVF, la différence est que l'expiration ou l'inspiration dans le spiromètre ne se font plus vite possible, le patient inspire d'abord à fond et expire après lentement tout l'air de ses poumons (Capacité Vitale Expiratoire) ou à l'inverse, il expire tout l'air de ses poumons et inspire lentement à fond (Capacité Vitale Inspiratoire).

Une différence entre la CV et CVF peut indiquer un collapsus des petites voies aériennes pendant le test CVF.

Après un teste il y a toujours de l'air restant dans les poumons même sis le sujet n'arrive plus à souffler d'air, il s'agit du volume résiduel (VR).

La Capacité Pulmonaire Totale (CPT) consiste donc de la (C) VF+ du VR.

C'est impossible de mesurer ce volume avec un spiromètre, pour mesure de VR des tests plus sophistiqués sont nécessaires, comme la méthode de dilution a l'hélium ou la pléthysmographie.

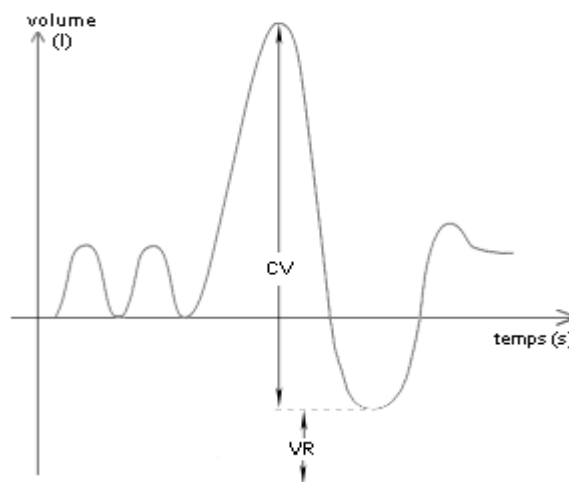


Figure I. 13 : Courbe volume – temps

#### La Ventilation Maximale par Minute :

Ce test consiste d'inspiration et d'expiration profonde d'au moins 12 secondes. Le test est peu pratiquer, c'est un test de spiromètre très fatigant, même dangereux pour certains patients. Les médecins de sport utilisent ce test de temps en temps chez leurs athlètes.

**3-Conclusion :**

Dans ce chapitre, on a exposé les généralités sur le fonctionnement du cœur humain, c'est l'élément central du système cardiovasculaire qui permet l'alimentation en oxygène et en nutriment des organes et aussi sur les paramètres vitaux du corps humain, on a :

Le rythme cardiaque qui peut être suivies depuis la surface du corps par des électrodes collées à la peau, mesure l'activité électrique des fibres musculaires cardiaque, cet examen s'appelle l'électrocardiogramme (ECG).

La saturation d'oxygène qui est la saturation artérielle en oxygène SPO<sub>2</sub>, on la mesure avec un appareil qui s'appelle l'oxymètre de pouls.

La détection des ondes de pression artérielle. La méthode utilisée est dite oscillométrique. Elle s'effectue sur les membres du patient, les appareils de mesure appelée tensiomètre.

La température est une grandeur physique mesurée à l'aide d'un thermomètre et étudiée en thermométrie.

Et on termine par La spirométrie qui est une méthode simple de mesure des capacités pulmonaires d'un individu, la mesure des volumes d'air inspirés et expirés par un patient ainsi que les débits s'y rattachant, est un instrument servant à faire un spiromètre.

### 1-Introduction :

Les moniteurs de surveillances peuvent être utilisés dans le cadre d'un contrôle ou de mesures sur ECG, la tension artérielle non invasive (pni), la température corporelle, la capnographie (Co2), l'indice d'intensité d'une anesthésie (ioc-vue/Csm) et le module de gaz anesthésiant (ag) chez l'adulte, l'enfant ou le nouveau née. Les données ainsi récupérées peuvent être affichées, relues, enregistrées et transférées sur un autre appareil.

Le moniteur est conçu pour servir dans un environnement médical sensible et exigeant notamment : salle d'opération, salle de convalescence, salle de réanimation, soins intensifs opératoire, soins respiratoire soins pour l'enfant ou le nouveau née, etc... [17]

Les moniteurs présentent les fonctions de surveillance suivantes :

- ECG : le rythme cardiaque, les signaux ECG sur trois, cinq ou douze canaux, l'analyse du segment ST et des arythmies cardiaques.
- Resp : signal et fréquence respiratoire.
- Temp : données de température sur deux canaux
- SpO2 : la saturation en oxygène, le pouls et le signal associé.
- NIBP(=PNI, pression non invasive) : contraction, pression diastolique, tension artérielle moyenne..
- CO2 : la concentration en dioxyde de carbone dans les voies respiratoire ainsi que la fréquence respiratoire.
- Un réseau de surveillance centralisé peut être constitué si nécessaire

### 2. Information Générale sur le moniteur et ses paramètres

Il intègre la fonction de module de mesure des paramètres, d'affichage, d'enregistrement et de sortie pour constituer un dispositif compact et portable. Sa batterie remplaçable incorporée

Fournit la commodité pour le mouvement du patient. Sur l'écran d'affichage de haute-résolution, 5 formes d'ondes et tous les paramètres de surveillance peuvent être affichés clairement.

Les prises femelles de différents senseurs sont sur le panneau gauche. Les autres prises femelles et la fiche électrique sont sur le panneau arrière.

L'enregistreur est sur le panneau droit.

Le moniteur patient est un dispositif amical de l'utilisateur avec des opérations commandées par quelques boutons et un bouton rotatif sur le panneau frontal (Figure II 1).

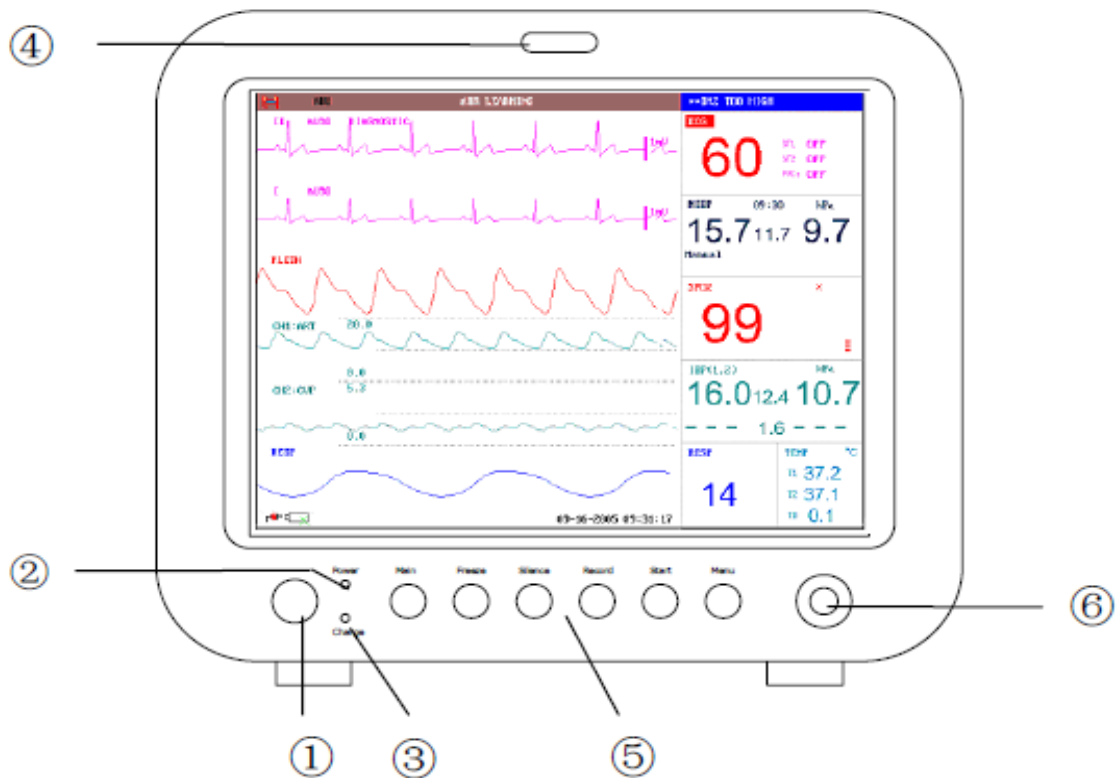


Figure II (1) Moniteur patient

- 1-L'interrupteur POWER sur la gauche du panneau frontal.
- 2-L'indicateur POWER s'allume quand le moniteur est sous courant.
- 3-L'indicateur CHARGE montre la disposition de charge.
- 4- L'indicateur ALARM clignote quand l'alarme est déclenchée.

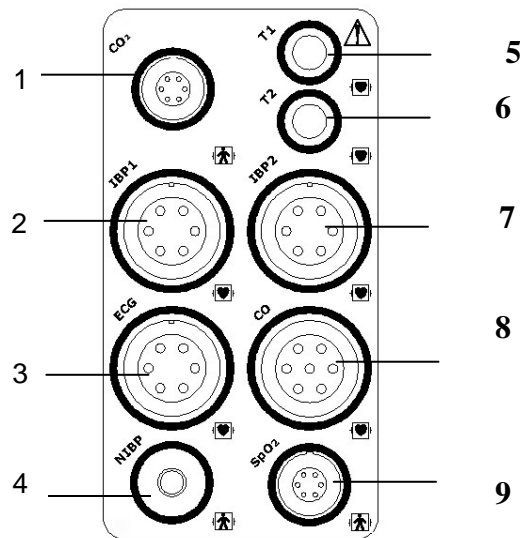


Figure II (2) Panneau Gauche.

Les connecteurs pour câbles et capteurs sont comme montrés dans la Figure II (2)

1. Connecteur du capteur CO<sub>2</sub>
2. Connecteur du transducteur IBP1
3. Connecteur du câble ECG
4. Connecteur de manchette NIBP
5. Connecteur de sonde TEMP1
6. Connecteur de sonde TEMP2
7. Connecteur de transducteur IBP2
8. Connecteur du capteur C.O.
9. Connecteur du capteur SpO<sub>2</sub>

### 3. Surveillance ECG

#### 3-1. qu'est ce que la surveillance ECG :

La surveillance ECG produit une forme d'onde continue de l'activité électrique cardiaque du patient pour permettre l'évaluation exacte de son état physiologique actuelle. Seule la connexion appropriée des câbles ECG pour assurer une mesure satisfaisante. Sur l'affichage normal le moniteur fournit l'affichage des formes d'onde ECG des deux voies.

-le câble du patient consiste a en deux parties :

Le câble qui connecte le moniteur.

Le plomb qui connecte le patient.

-En utilisant un ensemble de trois plombs, une forme d'onde est affichée sur l'écran. En utilisant un ensemble de cinq plombs, l'ECG peut sortir jusqu'à deux formes d'onde de deux plomb différents. Pour le plomb exigé on peut choisir depuis le coté gauche de la forme d'onde ECG.

- Le moniteur affiche la fréquence cardiaque (HR), le segment ST est l'analyse arythmie.
- Tous les paramètres ci-dessous peuvent être définis comme paramètres d'alarme.
- Chaque voie ECG a le rejet de stimulation d'impulsion et le circuit du filtre a band.
- Fonction de protection contre défibrillation (nécessite des câbles ECG à résistance de 1K en série) et de fixation de matériel.
- Avec différents gains, l'alarme de tachycardie est émise dans les 10s.

### 3-2. Les électrodes pour la surveillance ECG

Mise en place des électrodes pour l'ensemble de trois plombs :

- l'électrode rouge(R) -placée près de l'épaule droite, directement sous la clavicule.
- l'électrode(L) -placée près de l'épaule gauche directement sous la clavicule
- l'électrode verte (F) –placé sur l'hypogastrium gauche.

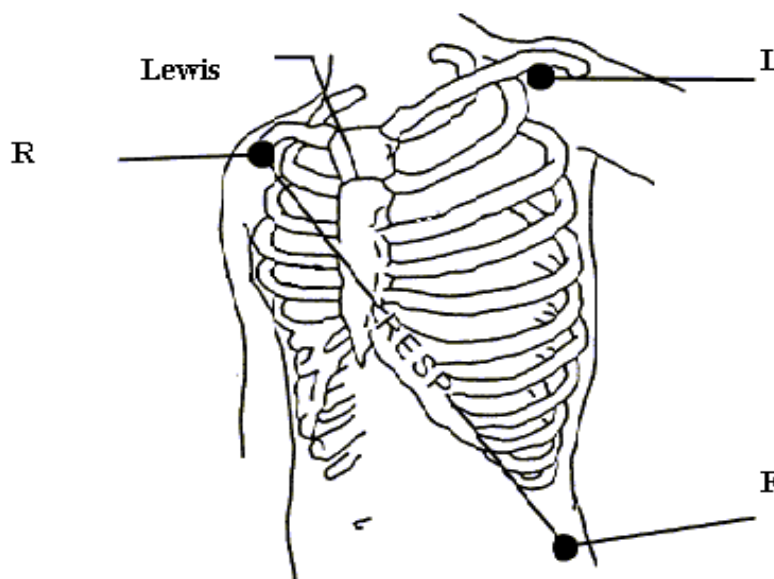


Figure II 3 Mise en place des électrodes pour un ensemble de trois plombs.

## 4. Surveillance Spo2

Le moniteur utilise l'oxymétrie pour mesurer la saturation fonctionnelle de l'oxygène dans le sang. La mesure de pléthymogramme Spo2, est employée pour déterminer la saturation d'oxygène de l'hémoglobine dans le sang artériel. Si par exemple, 97% de molécules d'hémoglobine dans le globule rouge du sang artériel combine avec l'oxygène, alors le sang a

une saturation d'oxygène Spo<sub>2</sub>, de 97%. Le Spo<sub>2</sub>, numérique montre le pourcentage des molécules d'hémoglobine qui ont combiné avec les molécules d'oxygène pour former l'oxyhémoglobine. Le paramètre Spo<sub>2</sub>/PLETH peut aussi fournir un signal de pouls et une onde de pléthymogramme.

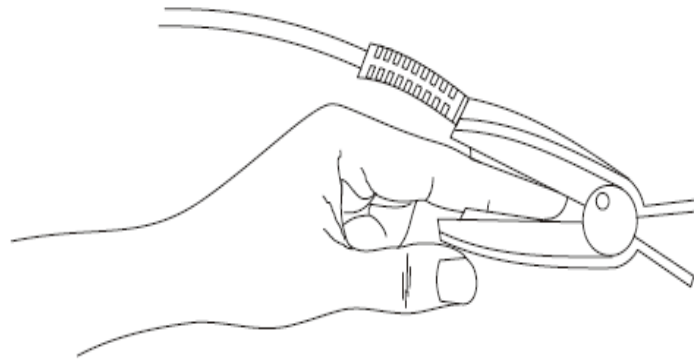


Figure II (4) Montage du capteur pour mesurer la SPO<sub>2</sub>

## 5. Surveillance NIBP

Le moniteur utilise la méthode oscillométrique pour la mesure du paramètre NIBP. Elle peut être utilisée chez l'adulte, en pédiatrie et en néonatalogie.

Les appareils de mesure oscillométrique permettent de mesurer l'amplitude du changement de pression dans le brassard occlusif quand le brassard se dégonfle à partir d'une pression supérieure à la pression systolique.

## 6. Surveillance de TEMP

Deux sondes TEMP peuvent être utilisées simultanément pour mesurer deux données de TEMP et obtenir la température différente [18]

Après cet aperçu sur le moniteur on prend deux exemples proches des caractéristiques suivants :

- ECG : HOLTER
- Oxymètre de pouls

## 7. L'APPAREIL HOLTER :

### 7-1. Introduction

Un Holter vu qu'il est l'enregistreur le plus utilisé. Un tel appareil doit capter, amplifier, mettre en forme, numériser et enregistrer l'ECG durant 24h à 48h. Ces enregistrements pourront être transmis pour une analyse à distance. Le schéma bloc du système est indiqué par la figure ci-dessous :

### 7.2 Schema bloc de l'holter:

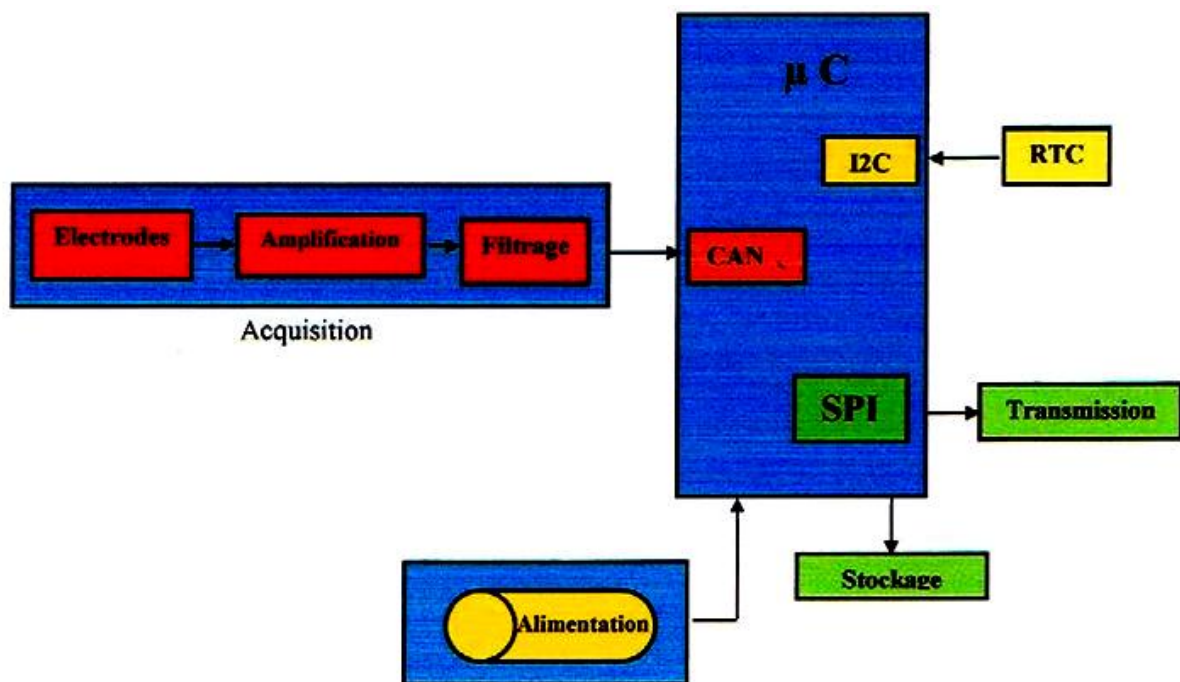


Figure II(5) Schéma bloc de l'holter [19]

#### 7-2-1. Les électrodes

Les êtres vivants sont communément le siège des phénomènes électriques intimement liés aux activités vitales, dont ils sont un des aspects les plus révélateurs. Ces phénomènes électro-physiologiques sont mis en évidence à l'aide de capteurs (électrode) appliqués à la surface (non invasifs) ou introduits en profondeur dans les tissus (invasifs). Ces capteurs sont des convertisseurs de courant ionique en courant électrique. Son fonctionnement s'explique par les principes d'électrochimie qui énoncent que tout conducteur métallique M plongé dans une solution du même métal est le siège d'une réaction chimique qui s'équilibre pour un potentiel E entre l'électrode et la solution. Les électrodes de Mesure sont simplement placées à divers endroit du corps, directement sur la peau.

### 7.2.2 Conception de la chaîne d'acquisition

Le signal ECG étant de faible amplitude et entaché d'un bruit de mode commun, son acquisition nécessite essentiellement une pré-amplification, un filtrage et une amplification. Pour la sécurité du patient, une isolation galvanique doit également être prévue.

#### \*Pré-amplification

L'amplitude du signal issu des électrodes est très faible. Il est de l'ordre de 1 mV à 3mV, une amplification est alors nécessaire. Pour réaliser cette opération, il faut utiliser un amplificateur comme le FAD620

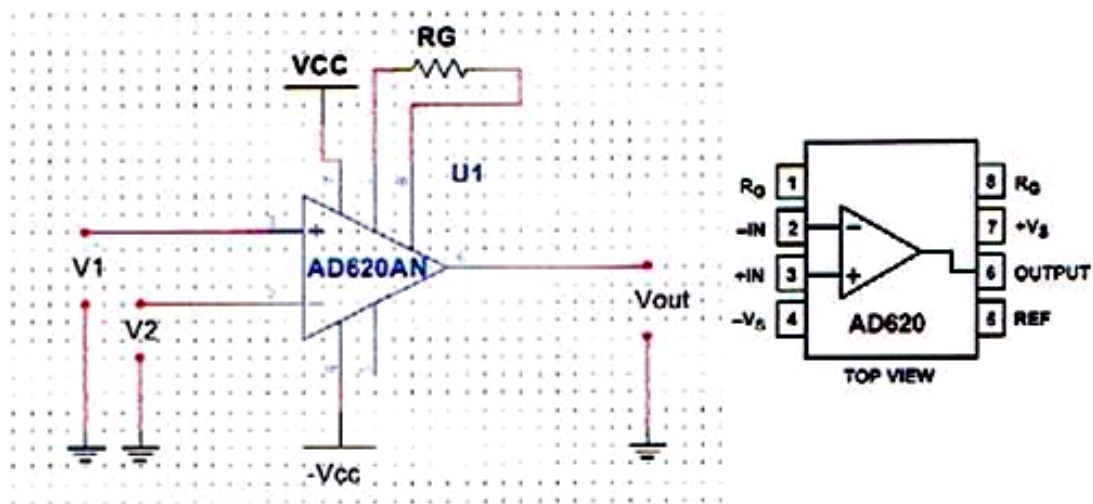


Figure II (6). L'amplificateur d'instrumentation [20]

L'AD620 est un amplificateur d'instrumentation de grande précision. Il comporte une très grande impédance d'entrée et un important taux de rejection de mode commun, ce qui implique une réduction du bruit à l'entrée.

#### \* Le filtrage

##### Analyse du circuit DRL

L'intérêt du circuit DRL (Driven Right Leg Circuit) (appelé communément masse virtuelle) est de réduire les interférences pour les signaux amplifiés comme dans le cas de mesures de signaux très faible émis par le corps par exemple. Comme le corps humain se comporte comme une antenne, et donc récupère toutes les interférences électromagnétiques, comme le 50/60 Hz, ces «bruits » interfèrent et obscurcissent le signal électrique.

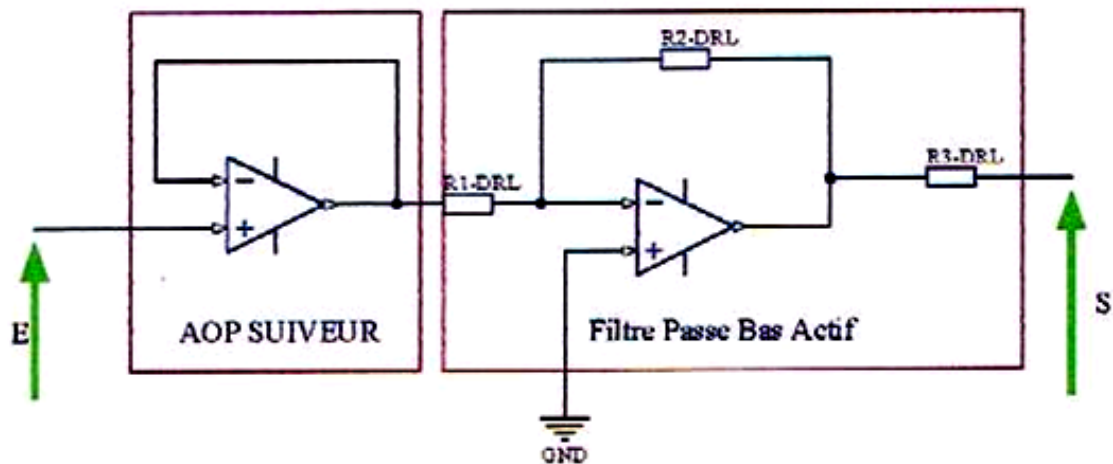


Figure II (7) schéma capteur DRL [21]

### \* Numérisation

La numérisation est l'étape qui consiste en l'échantillonnage et la quantification du signal et qui est assurée généralement par un convertisseur analogique numérique.

#### - L'échantillonnage

L'échantillonnage permet de passer d'un signal à temps continu en une suite discrète de valeurs (valeurs mesurées à intervalles réguliers). On appelle période d'échantillonnage que l'on note « $T_e$ » la durée entre deux échantillons successifs. Dans le cas où on souhaite reconstituer le signal analogique, et pour

Respecter le théorème de SHANNON, la fréquence d'échantillonnage  $F_e = 1/T_e$  doit valoir au moins le double de la fréquence maximale du signal notée  $F_c$ .

Vu que le plus grand contenu fréquentielle du signal cardiaque est de 30Hz donc une fréquence de coupure de 45 Hz est suffisante pour récupérer notre signal ECG.

$F_e \geq 2F_c$ , alors pour  $F_c = 45\text{Hz}$ ,  $F_e = 90\text{Hz}$  minimum.

### \* La quantification

La quantification permet de mesurer l'amplitude du signal à chaque pas d'échantillonnage.

L'amplitude mesurée du signal est codée sur bits, donc en  $2^n$  classes. 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 classe élevé.

### \* **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) [22].

### \* **Le Microcontrôleur**

Le microcontrôleur peut se définir comme un système à u processeur complet en un seul composant, il ne nécessite qu'un nombre réduit de composants externes comme les circuits d'interfaces permettant d'adapter ou de mettre en forme les signaux d'entrées/sorties de l'application. Sur certains modèles cependant les bus internes du microcontrôleur sont accessibles sur ces broches et autorisent l'adjonction de périphériques ou de mémoire externe.

#### \* L'horloge RTC

Le PCF8583 est un module d'horloge et de calendrier, basé sur 2048 bit de RAM statique organisé en tant que 256 mots par 8 bits. Les adresses et les données sont transférées en série par l'intermédiaire du bus bidirectionnel I2C. Le registre d'adresse intégré est incrémenté automatiquement après chaque octet de données écrites ou lues. La broche A0 d'adresse est utilisée pour programmer l'adresse de matériel, permettant le raccordement de deux dispositifs à l'autobus sans matériel additionnel. Le circuit intégré est oscillé à l'aide d'un quartz de 32.768 kilohertz et les 8 premiers octets de la RAM sont employés pour l'horloge, le calendrier, et les fonctions de contrôle. Les 8 prochains octets peuvent être programmés comme registres d'alarme ou être employés en tant qu'espace RAM libre. Les 240 octets restant sont utilisable comme RAM.

La RTC contient 8 broches :

Pin 1 : entrée oscillateur(OSCI).

Pin 2 : sortie oscillateur(OSCO).

Pin 3 : entrée d'adresse(AO).

Pin 4 : la masse (GND).

Pin 5 : ligne de données périodiques (SDA).

Pin 6 : ligne d'horloge périodique (SCL).

Pin 7 : broche d'interruption(INT).

Pin 8 : tension d'alimentation(Vcc).

La RTC se réinitialise après chaque coupure d'alimentation, pour cela il ne faut jamais retirer la pile ou la laisser tomber de son emplacement une fois que l'heure est initialisée dans le module RTC.[26]

### \* Bus I2C

Le bus I2C, dont le sigle signifie Inter Integrated Circuit, contraction I2C, est initialement proposé par Philips mais adopté de nos jours par de très nombreux fabricants. C'est un bus de communication de type série.

### \*SPI

Serial Peripheral Interface : est un bus de données série synchrone baptisé ainsi par Motorola, au milieu des années 1980. Les circuits communiquent selon un schéma maître-esclaves, où le maître contrôle la communication. Plusieurs esclaves peuvent coexister sur un même bus, dans ce cas, la sélection du destinataire se fait par une ligne dédiée entre le maître et l'esclave appelée *Slave Select (SS)*.

### \* Calcul du pouls

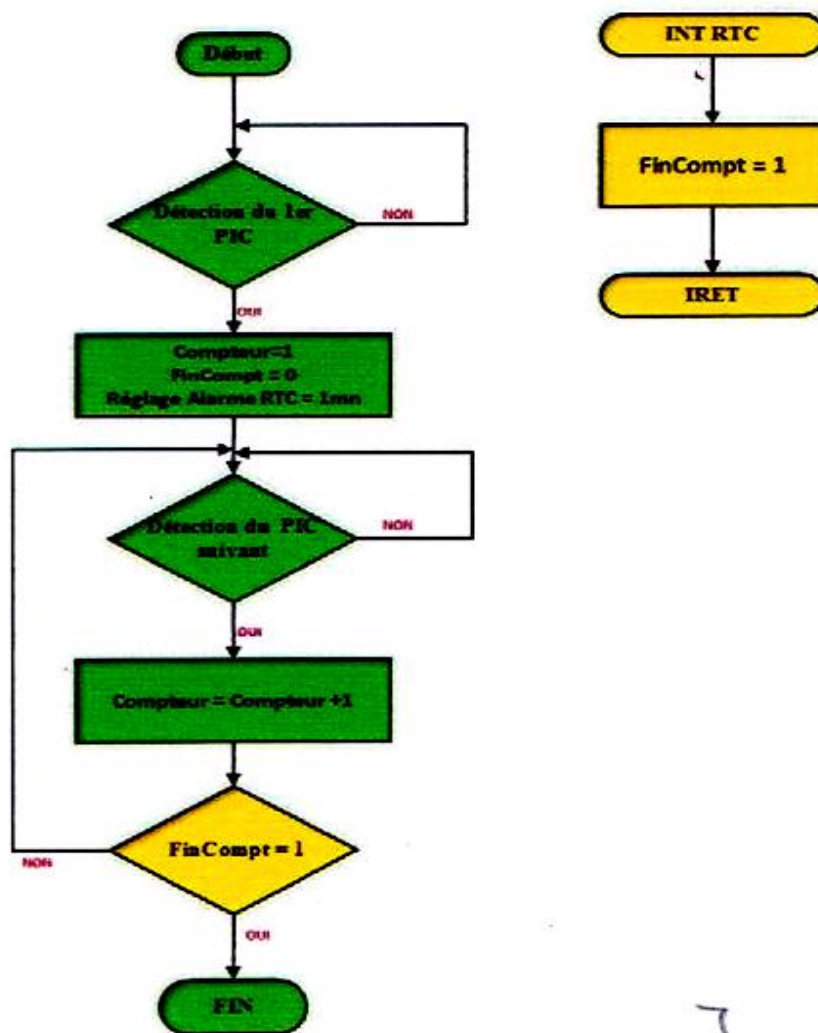


Figure II (8) Organigramme de calcul de pouls [3]

## 8. Oxymétrie de pouls :

### 8-1. 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 puisée en oxygène de l'hémoglobine ( $SpO_2$ ) ainsi que de la fréquence cardiaque [23]

### 8.2 Principe de fonctionnement

#### 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. 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.

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

### 8.3. 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

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. La lumière provient de deux LEDs émettant deux faisceaux lumineux de différentes longueurs d'ondes, environ 660nm pour le

rouge et 940nm pour l'infrarouge. 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.[24]

### 8.4 Loi de Beer -Lambert

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

Lorsqu'une lumière monochromatique d'intensité  $I_0$  traverse un milieu homogène, l'intensité de la lumière émergente  $I$  décroît exponentiellement lorsque l'épaisseur du milieu absorbant augmente [25].

$$I = I_0 \cdot e^{(-al)} \quad \dots\dots\dots [1]$$

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.

$$I = I_0 \cdot e^{(-\epsilon lc)} \quad \dots\dots\dots [2]$$

Où

$\epsilon$ : Coefficient caractéristique de la substance appelé coefficient d'absorbance ( $Lmol^{-1}cm^{-1}$ ).

$l$ : 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  $0,1 mol.L^{-1}$

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

$$A = \log \frac{I_0}{I} = \epsilon lc \quad \dots\dots\dots [3]$$

$A$  : est l'absorbance ou densité optique

$\epsilon$ :est une caractéristique de la molécule. Plus  $\epsilon$  sera grand, plus la solution absorbe.

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

$$T = \frac{I}{I_0}; \log T = -A \quad \dots \dots \dots [4]$$

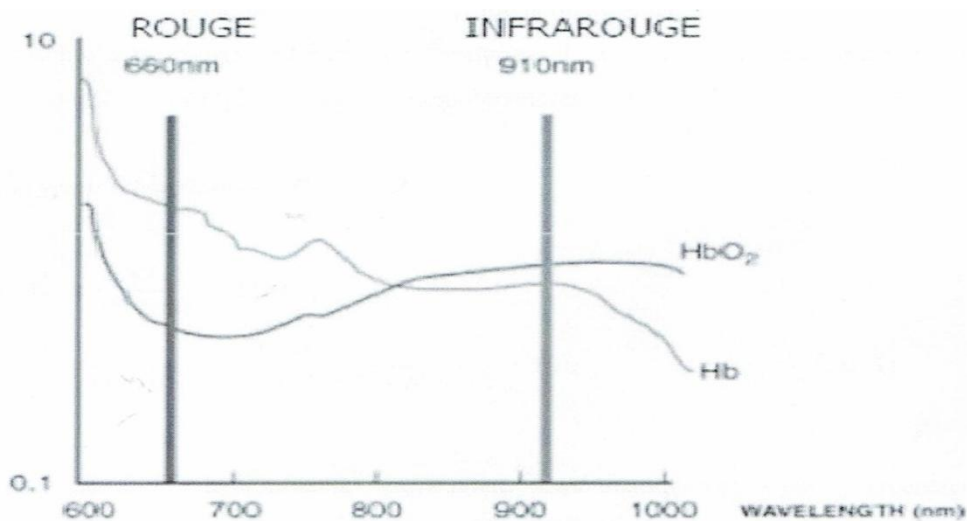
Les solutions colorées présentent une longueur d'onde lumineuse où l'absorption est maximale. Cette longueur d'onde maximale  $\lambda_{max}$  ne dépend pas de la concentration, c'est une grandeur caractéristique de l'ion absorbant. Elle est utilisée pour effectuer les mesures photométriques sur des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

### 8.5. Absorption des ondes lumineuses par Hb et HbO<sub>2</sub>

L'absorption des ondes lumineuses par l'**Hb** et l'**HbO<sub>2</sub>** se fait de manières différentes :

- L'**HbO<sub>2</sub>** absorbe plus dans les longueurs d'ondes infra rouges (850 à 1000 nm).
- Le **Hb** absorbe plus dans le spectre de longueur d'onde rouge (660 à 750 nm).

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 SpO<sub>2</sub> et la fréquence du pouls, et affiche ces données [26]



**Figure II (9).** Variations de l'intensité de la lumière en fonction de la longueur d'onde.

### 8.6 La mesure de la saturation artérielle en O<sub>2</sub>

Deux différentes méthodes d'étalonnage sont actuellement utilisées par les fabricants d'oxymètres *SpO<sub>2</sub>* 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.

- Saturation fractionnelle de la  $SPO_2$

$$SpO_2 = \frac{O_2Hb}{Hb_{total}} \times 100 \dots\dots\dots [5]$$

- La saturation fonctionnelle correspond mathématiquement au pourcentage d'hémoglobine capable de transporter de l'oxygène [27].

- Saturation fonctionnelle de la  $SpO_2$

$$SpO_2 = \frac{O_2Hb}{Hb_{Total} - COHb - MetHb} \times 100 = \frac{O_2Hb}{O_2Hb + HHb} \times 100 .$$

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

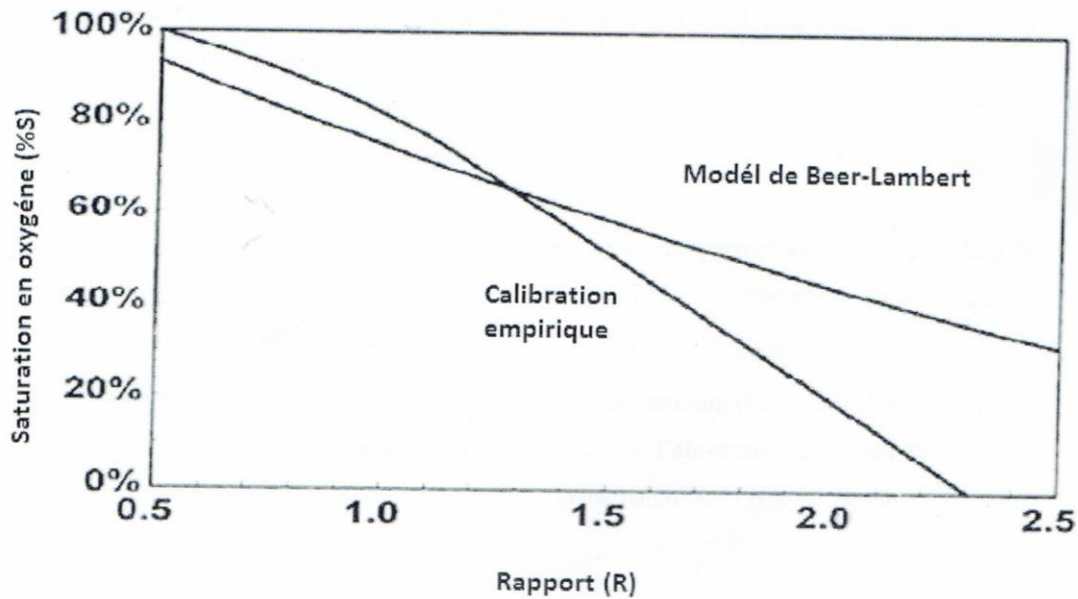
### 8-7. Taux de saturation en oxygène

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 :

$$SpO_2 = 110 - 25R \dots\dots [6]$$

Cependant, la loi de Béer-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 rapports, un en utilisant la loi de Béer-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%) [28].



**Figure II (10) :** La relation entre le rapport R et la saturation en oxygène

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.

AC est l'amplitude de la composante pulsatile ;

DC c'est l'amplitude de la composante continue.

Ceci se fait par :

#### **\*L'utilisation des diodes électroluminescentes**

Les diodes électroluminescentes disponibles recouvrent une bande assez fine du spectre lumineux. 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 HbO<sub>2</sub> aux deux longueurs d'onde doit être maximale.

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.

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

### - Différence entre la $SaO_2$ et la $PaO_2$

L'oxymètre de pouls ne donne pas la  $PaO_2$  (pression partielle de  $VO_2$  dans le sang artériel), mais la  $SaO_2$ . Ces deux valeurs sont liées par une relation non linéaire (courbe sigmoïde de Barcroft). Une chute de la  $SaO_2$  de 90 à 97 % n'a pas la même signification qu'une chute de 92 à 85 %. 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).[18]

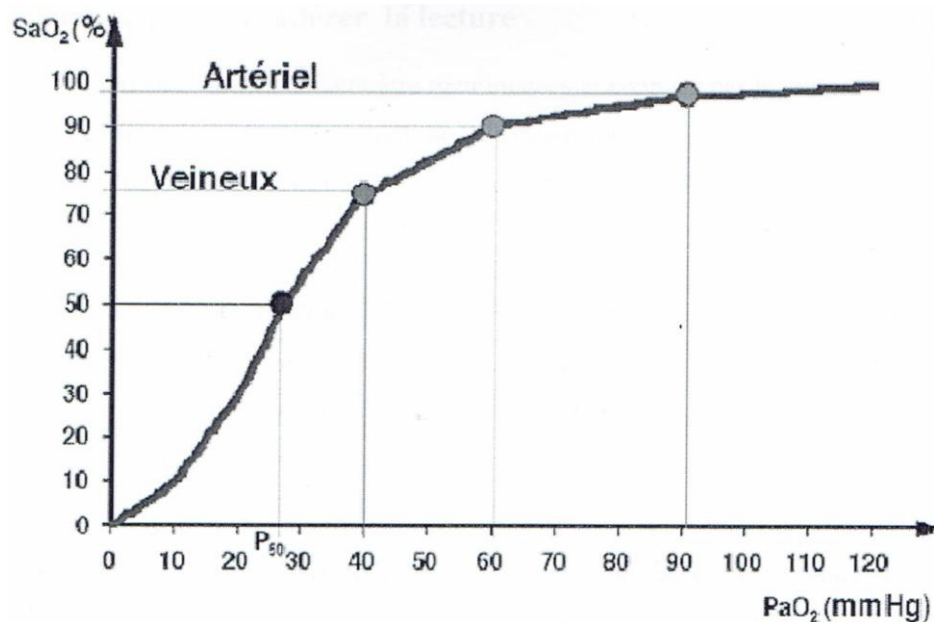


Figure II (11) : Courbe de dissociation de l'hémoglobine (courbe de Barcroft)

### 8-8. Principe général de fonctionnement de l'oxymètre de pouls

L'oxymètre de pouls utilise un système pulsatile à deux longueurs d'onde. 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 système est présenté par la figure II(13). Il contient une partie analogique et une partie numérique.

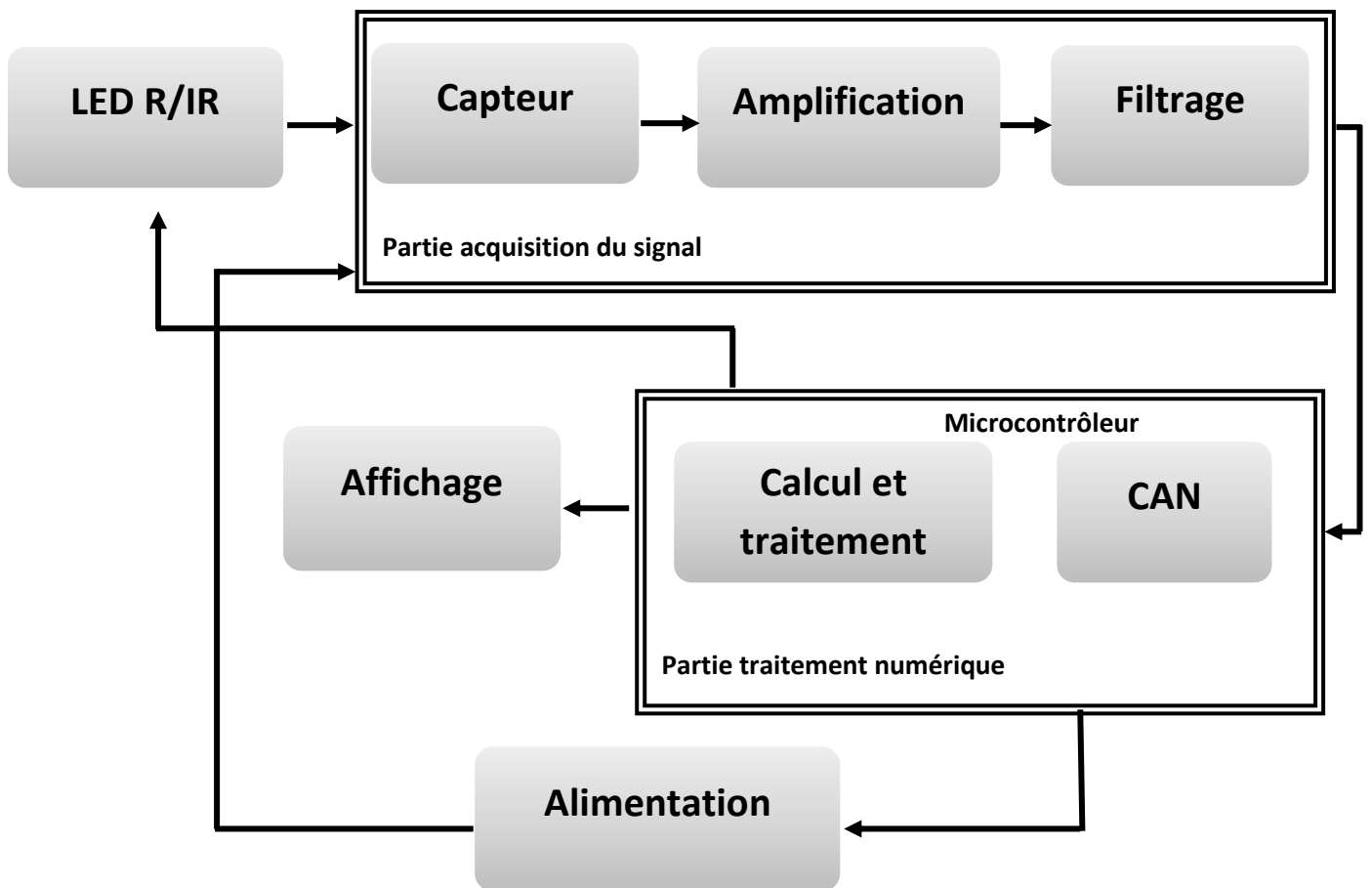


Figure II (12) Schéma bloc de l'appareil.

### - 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 [28].

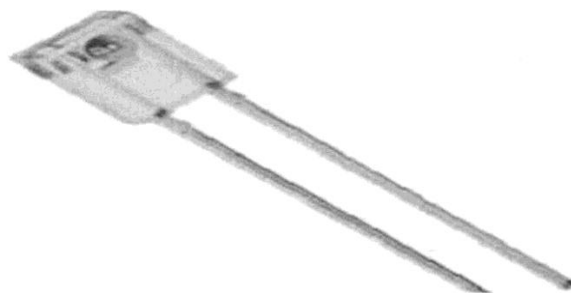


Figure II (13) : Photo transistor.

### - 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. Un capteur qui est une photo résistance détecte les variations de l'intensité lumineuse [29].

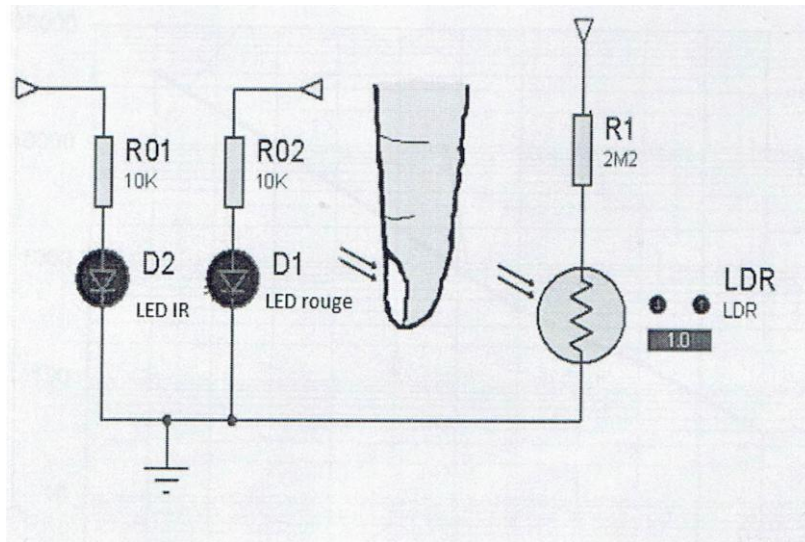


Figure II (14) Circuit électrique du capteur.

Le capteur est constitué d'une photorésistance  $R_{ph}$  dont les valeurs de la résistance varient en fonction de l'éclairement. L'éclairement peut varier en fonction du volume sanguin de la valeur  $E_{MIN}$  = (volume sanguin maximum) à la valeur  $E_{MAX}$  = (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  $E_{MIN}$  correspond une résistance  $R_{MAX} = 40 \text{ k}\Omega$ .
- A un éclairement de  $E_{MAX}$  correspond une résistance  $R_{MIN} = 10 \text{ k}\Omega$ .

### - 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. [15]

### - 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. 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, 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 [15]

## 8-9. Partie numérique

### a) 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 :

### b) 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-ci un interrupteur laisse passer le signal (interrupteur fermé) pendant  $\theta$  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 est appelée fréquence de Nyquist.

$$f_e \geq 2f_c \text{ max}$$

### c) 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.[30]

### d) 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).

### e) 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.

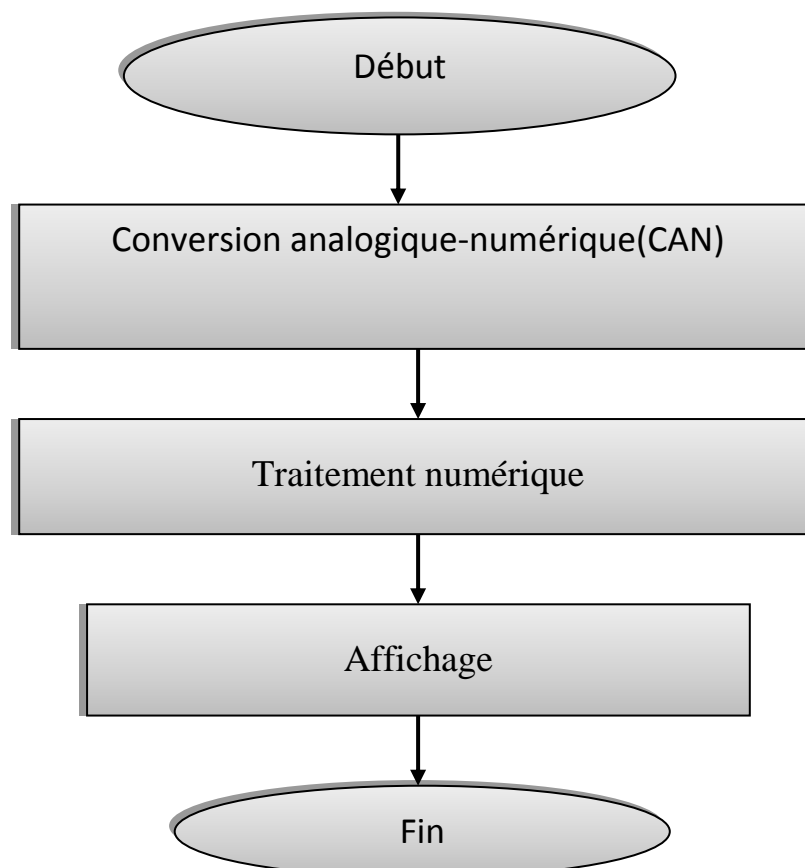
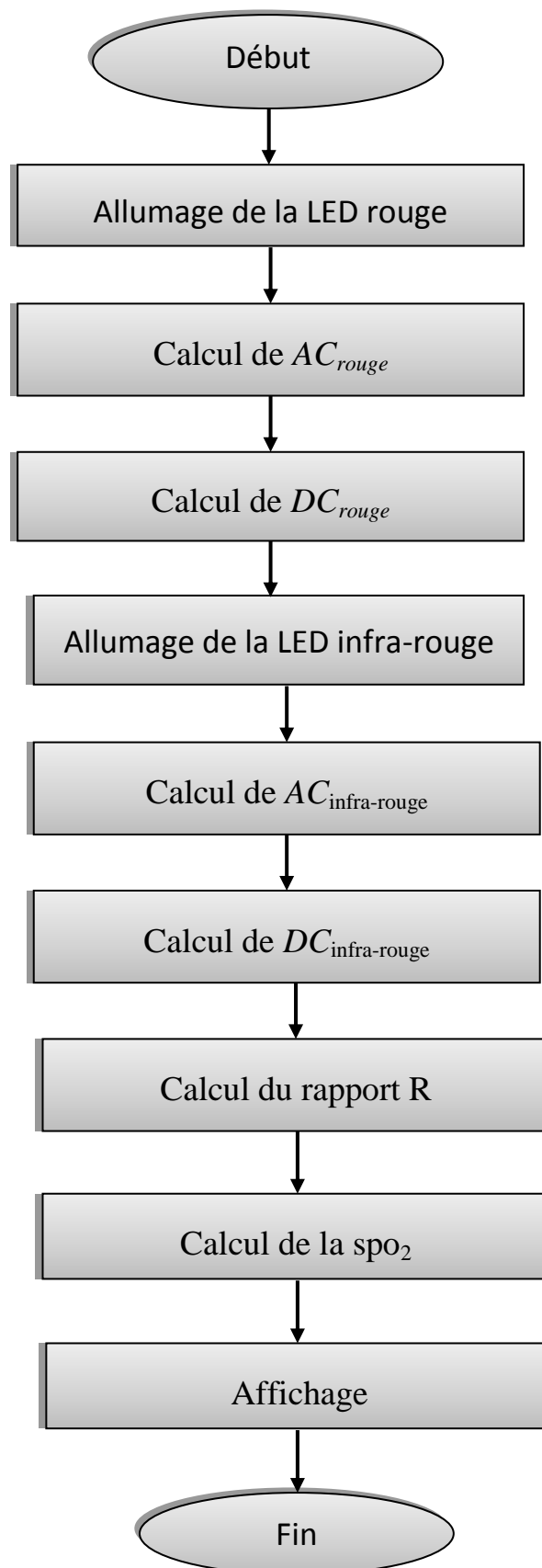


Figure II (15) Organigramme de la gestion du système [17]

Figure II (16) Organigramme de calcul de la SPO<sub>2</sub>[6]

## 9. Conclusion

Dans ce chapitre on a donné un aperçu sur le moniteur et on a pris deux exemples d'approche des fonctions de cet appareil tels que l'holter qui consiste à capter le signal, amplifier, numérisé et enregistré le signal ECG durant une période entre 24H à 48H. L'oxymètre de pouls qui permet la détection de la saturation d'oxygène de l'hémoglobine SPO<sub>2</sub>.

## 1-Introduction

Pour faire notre simulation, on a utilisé le logiciel PROTEUS.

PROTEUS est un outil qui permet de dessiner des schémas électroniques, de les simuler et de réaliser les circuits imprimés correspondant.

## 2-Présentation de proteus

Cette suite logicielle est très connue dans le domaine de l'électronique. Elle est utilisée dans de nombreuses entreprises et organismes de formation.

Proteus possède de nombreux avantages :

- Pack contenant des logiciels faciles et rapides à comprendre et à utiliser
- Support technique performant
- Outil de création de prototype virtuel permettant de réduire les coûts matériels et logiciels lors de la conception d'un projet

Le logiciel comprend deux principaux modules : ISIS et ARES [31]

### 2.1. ISIS

Le module ISIS de proteus est principalement utilisé pour éditer un schéma structurel d'un circuit électronique (assemblage de composants électroniques dont on fixe les valeurs et les références)

Reliés par des connexions électriques (fils). Par ailleurs, le logiciel permet également de simuler les différents types de montage ce qui permet de déceler certaines erreurs dès l'étape de conception.

Indirectement, le circuit électronique conçu grâce à ce logiciel peut être utilisé dans des documentations car le logiciel permet de contrôler la majorité de l'aspect graphique des circuits. La figure ci-dessous montre la fenêtre du module de simulation proteus ISIS [33]

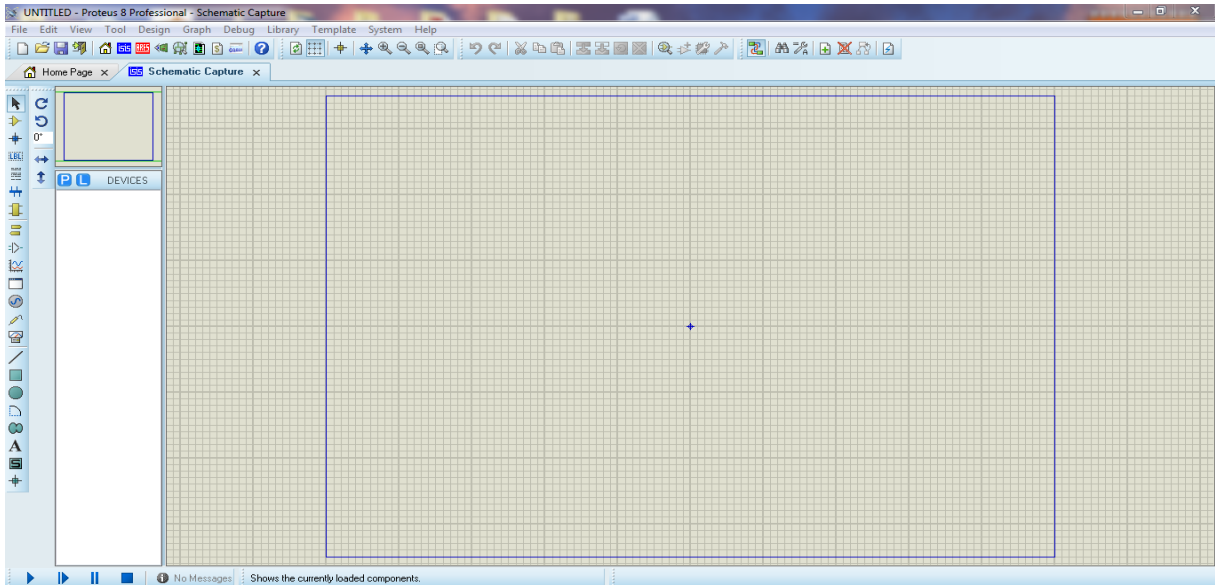


Figure III (1) : Fenêtre de module de simulation proteus ISIS

## 2.2. ARES

Le module ARES est un outil d'édition et de routage qui complète parfaitement ISIS. Un schéma électrique réalisé sur ISIS peut alors être importé facilement sur ARES pour réaliser le PCB de la carte électronique. Bien que l'édition d'un circuit imprimé soit plus efficace lorsqu'elle est réalisée manuellement, ce logiciel permet de placer automatiquement les composants et de réaliser le routage automatiquement. La figure ci-dessous montre la fenêtre du module de simulation Proteus ARES

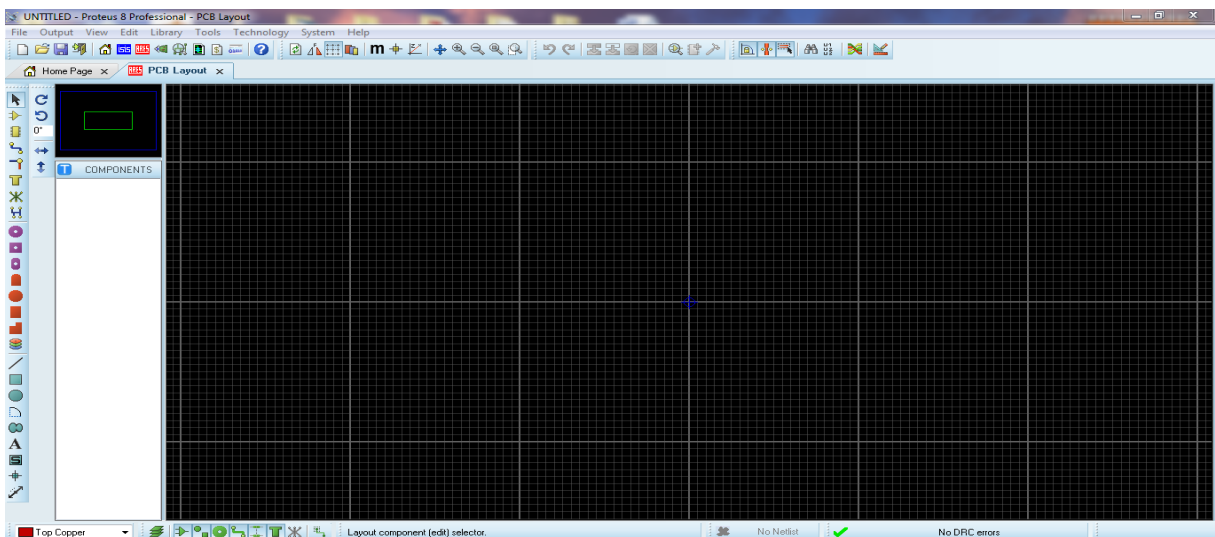


Figure III (2) : Fenêtre du module proteus ARES

### 3. Simulation sur proteus :

La simulation consiste à surveiller la saturation SPO2, pour cela on a utilisé un programme sur codeblocks puis on l'injecte dans notre simulateur.

#### 3-1. Codeblocks :

C'est un logiciel spécialement conçu pour la programmation, et aussi un environnement de développement intégré libre et multiplateforme. Il est écrit en C++ et utilise la bibliothèque wxWidgets. Code::Blocks est orienté C et C++, mais il supporte d'autres langages comme FORTRAN ou le D.

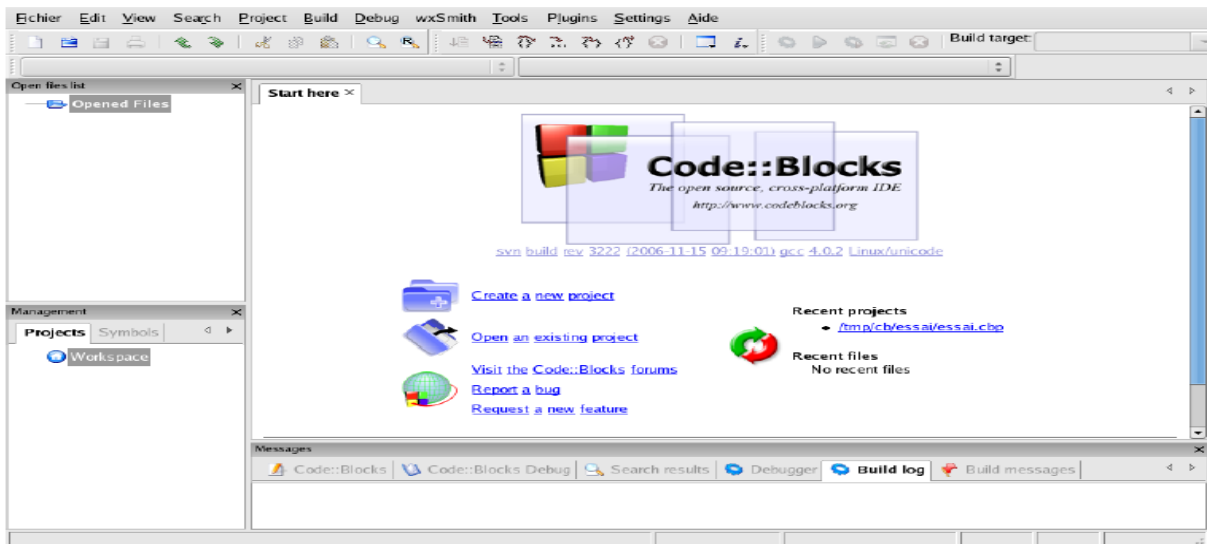


Figure III 3 : Fenêtre de codeblocks

**3-2. Simulation :**

a- On lance proteus :

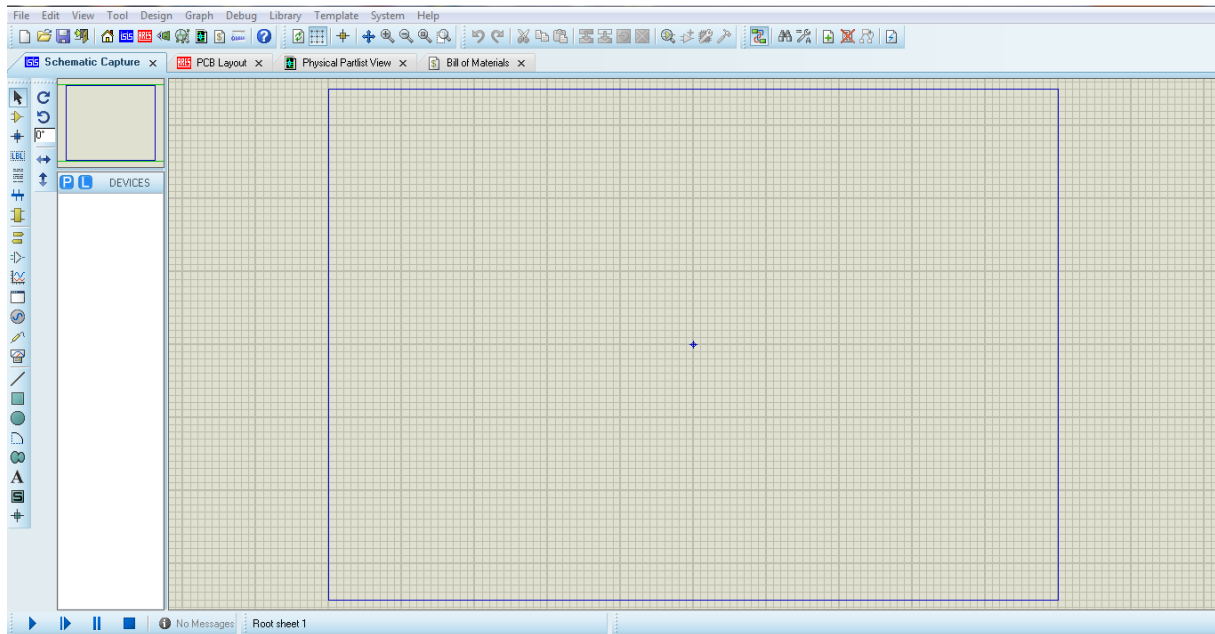



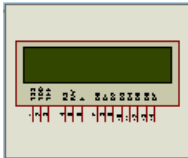
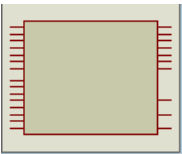
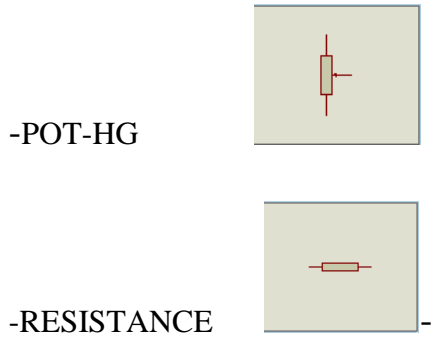


Figure III (4) la face de proteus

b-Dans la rubrique device libraries on ajoute les composants suivants :

- Botton 
- led red 
- led yellow 
- Afficheur LM 016L 
- PIC18F2550 



**Aperçu du pic 18f2550 :**

Le PIC18F2550-I/SP offre des performances de calcul élevées avec une grande endurance et une mémoire programme flash optimisée. En plus de ces fonctions, le PIC18F2550-I/SP introduit des améliorations de conception pour faire de ces microcontrôleurs le choix idéal pour des applications haute performance sensibles à la consommation.

RAM port double 1K octet + RAM GP 1K octet

Emetteur-récepteur Full Speed

16 points d'extrémité (IN/OUT)

Résistances de tirage internes (D+/D-)

Performance 48MHz (12 MIPS)

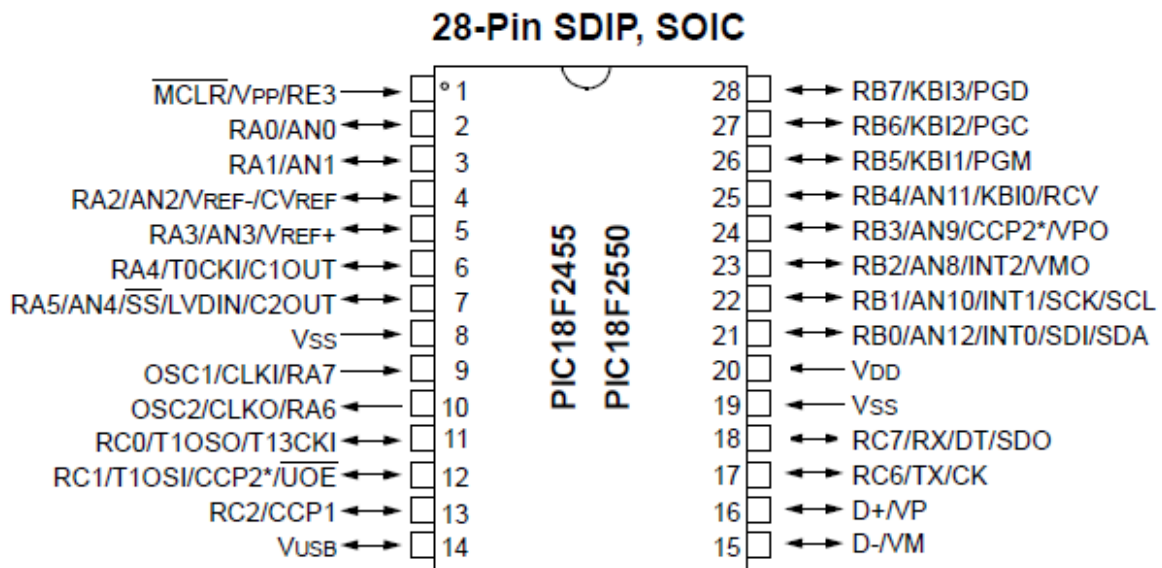


Figure III (5) le pic 18F2550

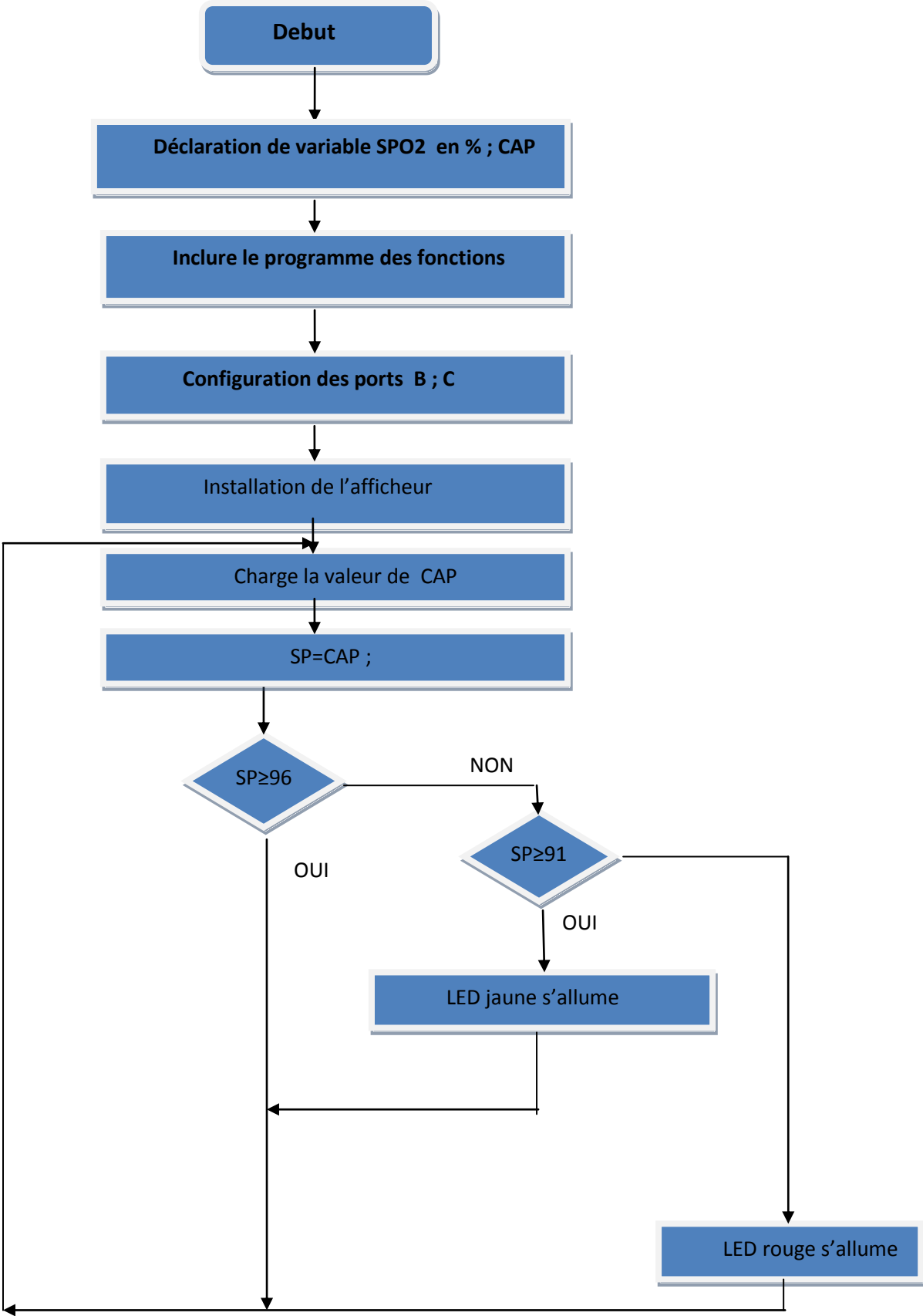


Figure III (6) Organigramme du programme

**Partie programmation**

Pour cette partie on a fait un programme à l'aide de codebloks et on a utilisé ses fonctions :

If(SP)=&& SP<=0.91

Port B. f0=1 qui veut dire la led rouge s'allume

If(SP)=91&& SP <=0.94

Port B. f1 =1 qui veut dire la led jaune s'allume

Au-delà de 95% le taux d'oxygène dans sang est bon.

Et on a utilisé deux boucles

While (1) pour la continuité de programme.

If pour les conditions.

- On relie les composants de façon à obtenir ce schéma :

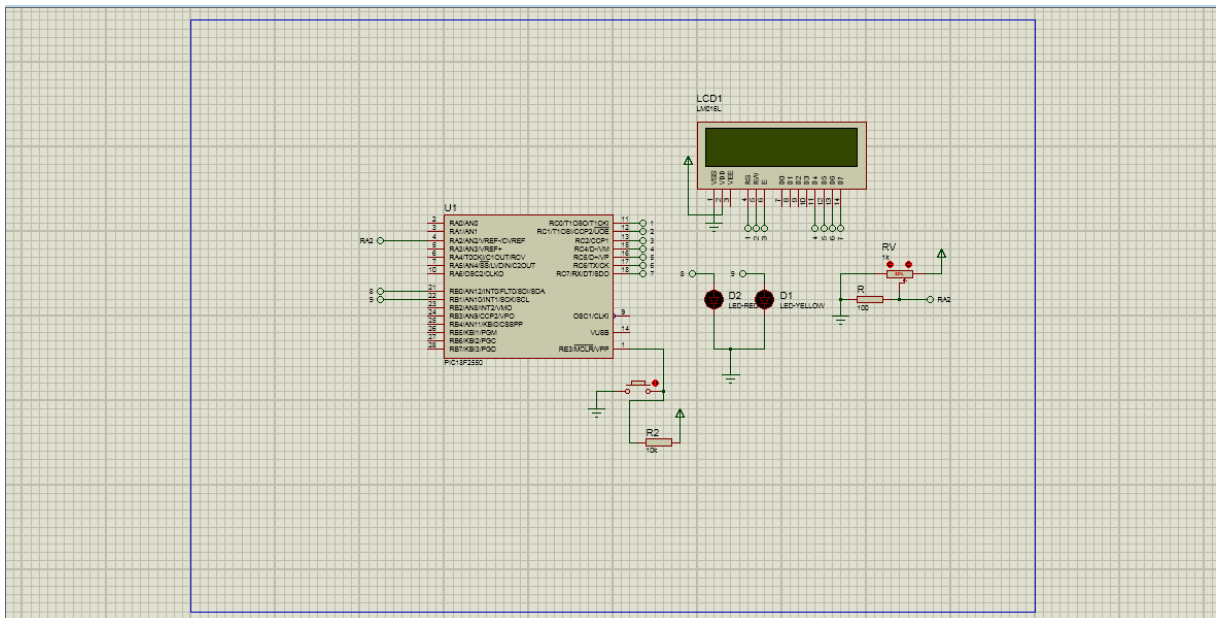


Figure III (7) Schéma de simulation

c- pour lancer la simulation on suit les étapes suivantes :

-1- pour le choix du programme on fait double cliquer sur le microcontrôleur

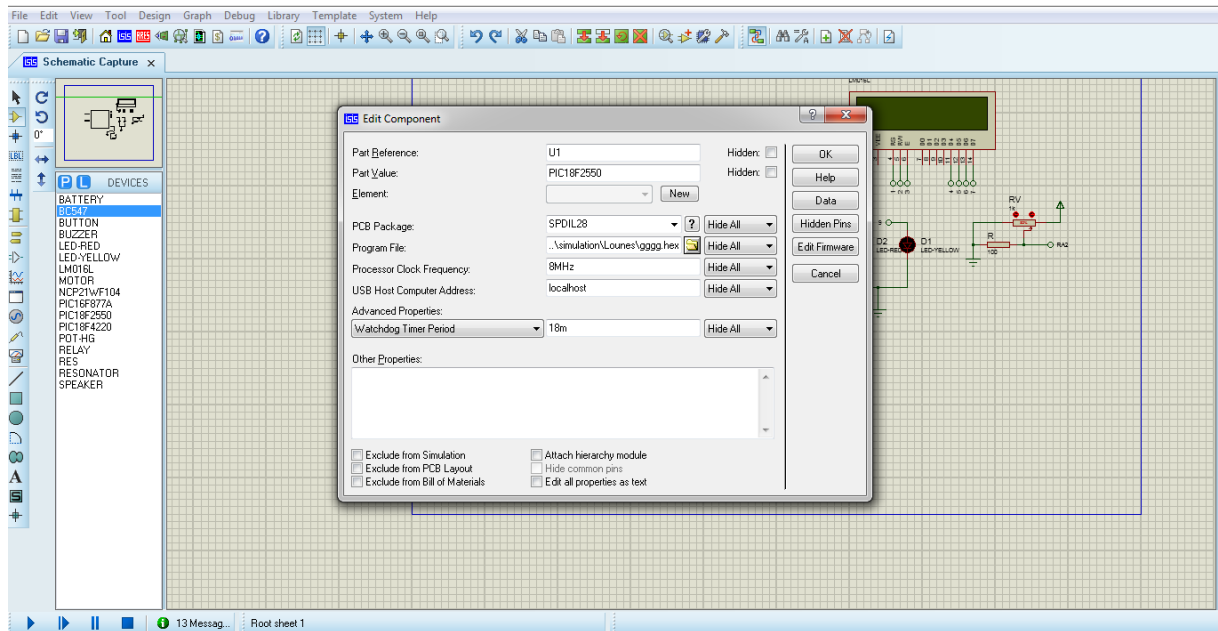


Figure III (8) choix du programme.

-2- on choisi l'emplacement du programme

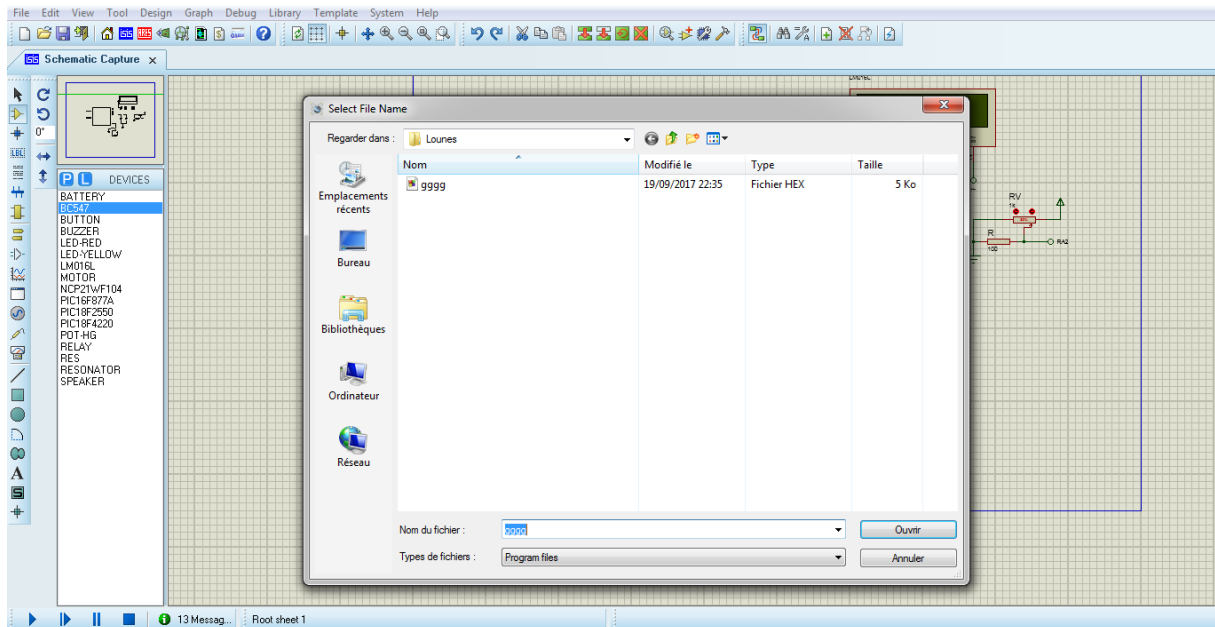


Figure III (9) choix du programme.

-3-On lance la simulation on clique sur le bouton play :

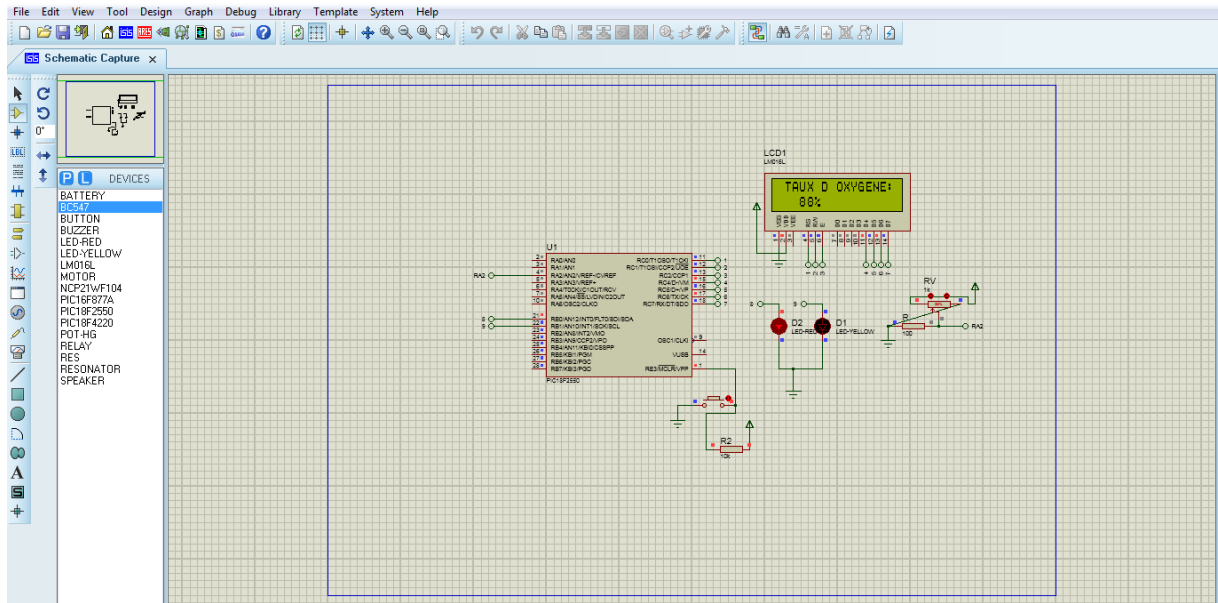


Figure III (10) Le taux d'oxygène moins de 91%

- Dans cette figure on remarque que le taux d'oxygène est inferieur à 91%, dans ce cas la led rouge s'allume indique que le patient est dans un état critique.

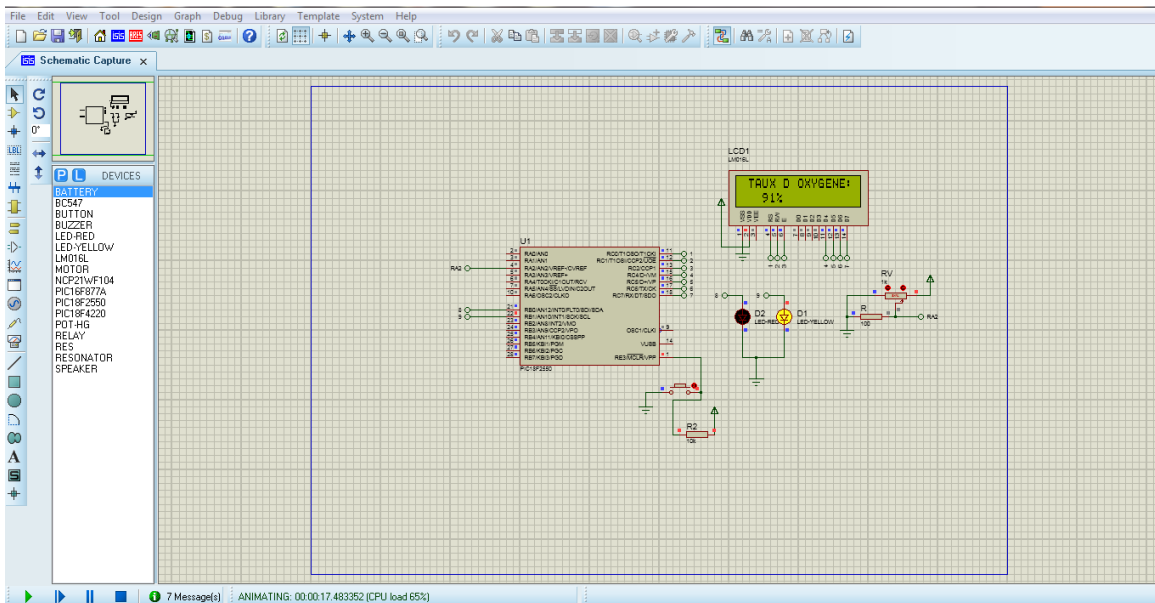


Figure III (11) Le taux d'oxygène entre 91% et 95%.

- Dans cette figure on remarque que le taux d'oxygène est entre 91% et 95%, dans ce cas la led jaune s'allume indique que la saturation est moyenne ce qui veut dire la patient est hors de danger [32].

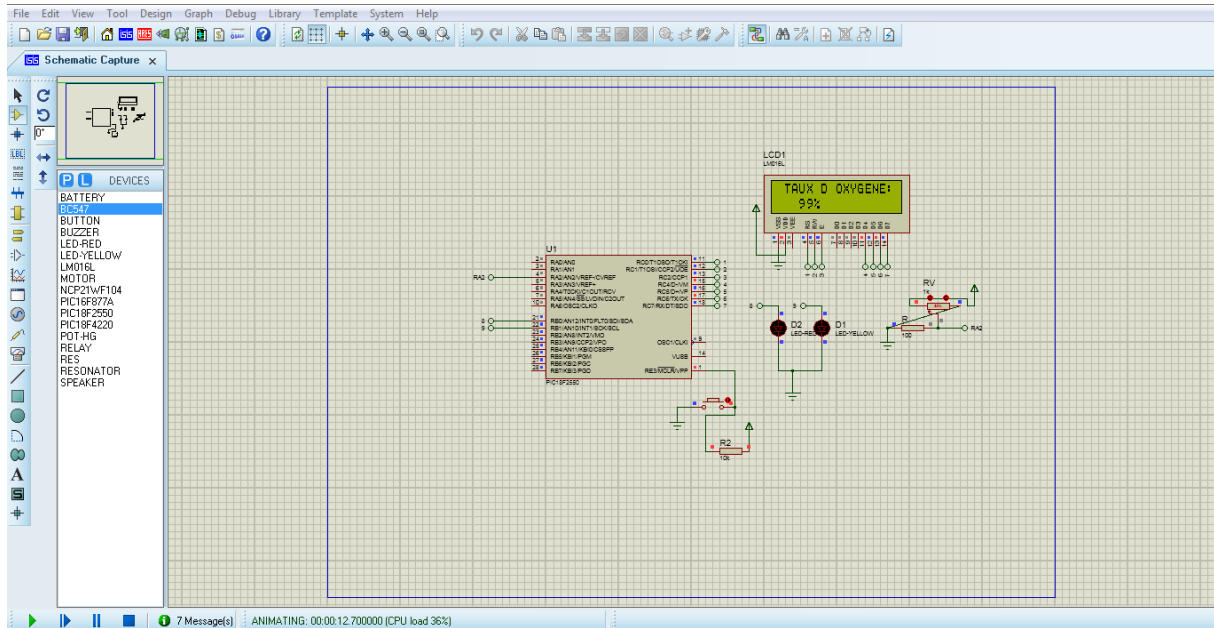


Figure III (12) : Le taux d'oxygène entre 96% et 99% [32]

- Dans cette figure on remarque que le taux d'oxygène entre 96% et 99%, aucune led qui s'allume, le patient est dans un état normal

### Interprétation des résultats :

Cette simulation nous a permis d'étudier la saturation d'oxygène, et on distingué 3 cas :

Quand:

- 1- le patient dans un état critique la led rouge s'allume pour nous avertir.
- 2- La saturation est moyenne la led jaune s'allume, on a la saturation entre 91% et 95%.
- 3- Le patient est en bon état la saturation est entre 96% et 99% le danger écarté.

### 4- Conclusion

Dans ce chapitre on a présenté une simulation sur les différents cas de saturation d'oxygène dans le sang avec le simulateur proteus et les résultats obtenu pour chaque cas.

## **Conclusion générale :**

Nous avons étudié le moniteur de surveillance médicale multiparamétrique qui permet de surveiller le patient durant une période que ce soit en soins intensif ou après une intervention chirurgicale.

Pour atteindre cet objectif, nous avons subdivisé notre travail en deux étapes, la première partie est consacré à l'étude de ce moniteur, la seconde partie a été consacré à la simulation.

Dans la première partie on a étudié deux exemples de fonctions de cet appareil :

- L'appareil holter qui enregistre le signal ECG durant 24h à 48h.
- l'oxymètre de pouls pour la saturation d'oxygène et de l'hémoglobine (SPO2).

Dans la deuxième partie on a fait une simulation avec proteus sur la saturation d'oxygène et on a exposé les résultats obtenu pour chaque cas.

Ce travail nous a permit de nous familiariser avec proteus et la programmation de pic.

on peut améliorer ce travail comme suit:

- la réalisation du moniteur multiparamétrique connecté a un système de santé centralisé.
- insérer des petits programmes de traitement, comme le calcul de rythme cardiaque, la saturation d'oxygène et la tension artérielle et prévoir des signalisations en temps réel sur des Smartphones.

## Bibliographie

- [1]-Ouhocine K. Conception et réalisation d'un oxymètre de pouls connecté. Thèse master 2015 UMMTO
- [2]-Atek H. détection des battements de cœur par ondelettes fonctionnaires. Thèse master 2013 UMMTO
- [3]-Lalaoui N. conception et réalisation d'un oxymètre de pouls ECG. Thèse ingénieur 2006 UMMTO
- [4]-WEKIPEDIA Santé mention thermomètre.
- [5]-Tension artérielle, santé médecine.
- [6]-revu médicale de Monreale, édition de 30 janvier 2015.article sur la SPO2
- [7]-The Physics Factbook Temperature of a Healthy Human (Body Temperature), édité par Glenn Elert.
- [8]-B. G Barbier. Traité élémentaire de matière médicale. Établissement encyclographique, 2016
- [9]-Denis Leduc, Sandra Woods, « La mesure de la température en pédiatrie » sur [www.cps.ca](http://www.cps.ca),
- [10]-Stelfox HT, Straus SE, Ghali WA, Conly J, Laupland K, Lewin A, "Temporal Arter"
- [11]-WEKIPEDIA Santé mention stéthoscope.
- [12]-Site : <http://www.eureksante.fr>
- [13]-Christèle Manuelle, les 5 fonctions vitales du corps humain, LAMARRE, thèse master 2008, France
- [14]-Dr Zohra Achakroune; faculté des sciences sfax. Thèse « ingéniorat 2008 »
- [15]-<http://fr.wikipedia.org/hemoglobine> .php
- [16]-Loi de Beer Lamber; [www.chimix.com](http://www.chimix.com)
- [17]-guide d'utilisation du moniteur biomédicale EDEN, E –Machine BM. La respiration
- [18]-les cours de Edwige Getrohel « cour4 ».
- [19]-Pottechir.j.bouzou G et louw : monitoring de la saturation. Thèse master 2014
- [20]- Grosenbaugh D et Muir; puls oxymetry.

- [21]-[http://www.soins-infirmiers.com/saturation d oxygene.php](http://www.soins-infirmiers.com/saturation%20d%20oxygene.php).
- [22]-Guide d'utilisation et d'entretien d un oxymètre de pouls;2003 DETEX.Inc
- [23]-Dr Michel; cours d'anatomie, 2004-2005.
- [24]-[Fr.wikipedia.org/wiki/microcontrôleur/](http://fr.wikipedia.org/wiki/microcontrôleur/)
- [25]-cours de Vincent elmer-hearing "infirmier anesthésiste".2007-2008
- [26]- [www.sonelec.com](http://www.sonelec.com)
- [27]- Perkin-elmer [http//optel electronics.perkinelmer.com/](http://optel%20electronics.perkinelmer.com/)
- [28]- M Fissel; Réanimation; Elsevier Masson, 16ème Edition 2007.
- [29]-Min valentin; le roi thomas et metz stev.pdf
- [30]- [www.sonelec.com/electronique/electronique](http://www.sonelec.com/electronique/electronique)
- [31]- Manuel d'utilisation de moniteur de surveillance.
- [32]- Guide d'utilisation proteus V7. PDF

## **Résumé**

Dans le domaine médical, le médecin a besoin d'évaluer et surveiller l'état de son patient, surtout dans les salles de réanimation ou pendant les interventions chirurgicales en utilisant un appareil qui permet d'enregistrer le rythme cardiaque, la tension artérielle et la saturation d'oxygène dans le sang

Le personnel médical ne pourrait pas se passer du moniteur multiparamétrique. Cet outil est placé en permanence à côté de tout patient demandeur de surveillance rapprochée et permet d'enregistrer ces paramètres vitaux d'une manière automatique

Ce moniteur a des différents accessoires tels que ; le brassard pour la mesure de la pression artérielle, les câbles de l'ECG et les électrodes pour l'activité cardiaque et une oxymétrie de pouls pour la saturation en oxygène, le tout relié à un appareil avec écran sur lequel seront affichés en continu les paramètres physiologiques à surveiller.

## **Mots clefs**

1-moniteur de surveillance biomédicale

2- mesure SPO2

3-mesure des battements du cœur

4-simulation sur proteus