



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

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

Pour l'obtention du Diplôme de

**MASTER en GENIE BIOMEDICAL**

*Spécialité* : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : BELGHALI Hana et BENAOUA Aicha

---

**Etude et réalisation d'un moniteur de surveillance  
multi-paramètres**

---

**Soutenu le 25 juin 2019 devant le Jury**

M.	A.DJEBBARI	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Président
M.	R.BENALI	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
M.	N.DIB	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examineur

**Année universitaire 2018-2019**

## REMERCIEMENT

*Au nom d'Allah le Très Miséricordieux, le Tout Miséricordieux, à qui on doit tout*

*Nous voudrions, tout d'abord, exprimer notre profonde gratitude envers le bon Dieu, le tout puissant de nous avoir donné le courage et la volonté de parvenir à la fin de notre parcours universitaire.*

*Au nom de la science, de la technologie, de l'esprit scientifique, de la vertu du travail, de l'esprit d'élévation de la connaissance, nous saisissons cette occasion pour adresser nos remerciements à notre encadreur Monsieur **BENARO Radhrane** d'avoir accepté de diriger notre travail, ses conseils bienveillants, et pour la confiance qu'il nous a accordée ce qui nous a encouragés à fournir plus d'efforts pour être à la hauteur de leur attente.*

*Nous tenons à exprimer nos gratitude à tous nos enseignants, surtout les membres de jury, pour l'honneur qu'ils nous font de participer à cette soutenance et pour le temps sacrifié à l'évaluation de ce travail.*

*Nous tenons aussi à exprimer toute notre reconnaissance à nos familles **BENARUDA** et **BELGHAROU** pour leur soutien et encouragements, rien n'aurait été possible sans le soutien de nos proches.*

*Que toute personne ayant participé de près ou de loin à la réalisation de ce projet par une quelconque forme de contribution.*

*A toute nos amies*

*À tous, merci beaucoup ! Merci d'avoir cru que s'était possible !*

## DEDICACE

*A ceux qui nous ont soutenu tout au long de nos vie, sans vos sacrifices et votre affection nous ne pourrions arriver jusqu'au bout, nous'espérons que vous trouverez toujours en nos votre source de fierté que le bon Dieu vous béniret vous prête longue vie et bonne santé.*

*A nos très chères sœurs*

*A nos très chers frères*

*A nos grands-pères et grands-mères.*

*A nos oncles et nos tantes.*

*A nos cousins et cousines.*

*A nos amis*

*A tous ceux qui nos ont aidées, soutenues, et encouragées pour la réalisation de ce modeste travail.*

*A tous qui nos ont nourris de leur amour et de leur tendresse.*

*Aicha & Hana*

# Table des matières

**Remerciement**

**Dédicace**

**Table des matières**

**Liste des figures**

**INTRODUCTION GENERALE..... 1**

## **CHPITRE 1: le monitoring et les paramètres a étudiés**

**Introduction .....2**

**I. Les paramètres physiologiques vitaux étudiés .....2**

I.1 L'électrocardiogramme (ECG).....2

I.1.1 L'appareil cardio-vasculaire.....3

I.1.1.1 Le cœur .....3

I.1.1.2 Fonction électrique de cœur .....9

I.1.2 L'électrocardiographie .....10

I.1.2.1 Dérivations électro cardiographiques.....10

I.1.2.1.1 Les dérivations périphériques .....10

I.1.2.1.2 Les dérivations précordiales .....10

I.1.3 Tracé électrique du cœur .....10

I.1.3.1 Les ondes enregistrées sur un ECG normal .....10

I.2 La respiration.....15

I.2.1 L'anatomie de l'appareil respiratoire .....15

I.2.1.1 L'anatomie de voies respiratoires .....15

I.2.1.2 L'anatomie des poumons et des muscles respiratoires .....16

I.2.2 Physiologie de l'appareil respiratoire.....21

I.2.3 Les explorations fonctionnelles respiratoires.....22

I.2.3.1 Le spiromètre .....23

I.3 La température.....25

I.3.1 Les différentes unités de température .....25

I.3.2 Les échelles de température .....25

I.3.3 Thermomètre .....25

I.3.4 Capteurs de température.....26

I.3.4.1 Les capteurs de température a contacte .....26

I.3.4.2 Les capteurs de température sans contact .....	27
I.3.5 La température corporelle .....	28
I.3.5.1 Mesure de la température corporelle .....	28
I.4 La saturation pulsée en oxygène (SpO2) .....	29
I.4. 1 Principe physique de l'oxymètre de pouls .....	30
I.4.1.1 Photopléthysmographie (PPG) .....	31
I.4.1.2 Spectrométrie percutanée et la composante pulsatile .....	32
I.4.1.3 Système à deux longueurs d'onde .....	33
I.4.1.4 Mesure pratique de la saturation .....	34
I.4.2 Le capteur .....	31
<b>Conclusion .....</b>	<b>32</b>

## **CHPITRE 2: schéma synoptique et principe de fonctionnement**

<b>Introduction .....</b>	<b>34</b>
<b>I. Schéma bloc de système.....</b>	<b>34</b>
<b>II. Etude et réalisation du dispositif.....</b>	<b>35</b>
II.1 circuit d'Alimentation.....	35
II.2 Etude et réalisation de l'électrocardiogramme .....	35
II.2.1 Les électrodes d'ECG .....	36
II.2.1.1 Electrodes adhésives jetables à usage unique .....	36
II.2.1.2 Electrodes pinces membres pour les dérivations des extrémités .....	36
II.2.1.3 Electrodes à ventouse adhérent par pression négative .....	37
II.2.2 Circuit de mise en forme d'ECG .....	37
II.2.2.1 Préamplificateur.....	37
II.2.2.2 Filtre passe-haut.....	39
II.2.2.3 Amplification .....	39
II.2.2.4 Filtre passe-bas .....	40
II.2.2.5 Filtre réjecteur ou coupe-bande .....	41
II.3 L'extraction du rythme respiratoire à partir d'ECG .....	42
II.4 Etude et réalisation du circuit de mesure de la température .....	43
II.4.1 Le capteur utilise .....	43
II.4.2 Bronchement de capteur LM35 avec l'arduino .....	44

II.5 Etude et réalisation d'un Photopléthysmogramme .....	44
II.5.1 Capteur de SpO2 .....	44
II.5.2 Circuit d'émission/réception .....	45
II.5.2.1 Circuit d'émission .....	46
II.5.2.2 Circuit de réception .....	46
II.5.3 Circuit de mise en forme .....	47
II.5.3.1 Filtre passe-haut .....	47
II.5.3.2 Amplification .....	48
II.5.3.3 Filtre réjecteur ou coupe-bande .....	48
II.6 Le circuit d'offset.....	49
II.7 La carte Arduino .....	50
II.7.1 Présentation de la carte arduino uno .....	50
II.7.2 Logiciel de programmation Arduino (IDE).....	51
II.7.3 Les caractéristique de la carte Arduino .....	51
<b>Conclusion .....</b>	<b>52</b>

### **CHPITRE 3: test de dispositif et visualisation des résultats**

<b>Introduction .....</b>	<b>54</b>
<b>I. Schéma électrique de dispositif .....</b>	<b>54</b>
<b>II. circuit imprimés et test de fonctionnement .....</b>	<b>55</b>
II.1 Alimentation .....	55
II.1.1 Circuit imprimé .....	55
II.1.2 Test de fonctionnement de circuit d'alimentation .....	56
II.2 ECG .....	56
II.2.1 Circuit imprimé .....	56
II.2.2 Test de fonctionnement de circuit d'ECG .....	57
II.2.2.1 Tests de fonctionnement des différents étages de circuit d'ECG .....	57
II.3 Température .....	60
II.3.1 Branchement de LM35 .....	60
II.3.2 Test de fonctionnement.....	61
II.4 Photopéthysmogramme.....	62
II.4.1 Circuit imprimé .....	62
II.4.2 Test de fonctionnement de circuit de PPG.....	63
II.4.2.1 Tests de fonctionnement des différents étages de circuit de PPG.....	63

II.4.2.2 calcule manuelle de la SpO2.....	65
II.5 Offset .....	66
II.5.1 Circuit imprimé .....	66
II.5.2 Test de fonctionnement de circuit d'offset .....	66
III. Le système réalisé .....	67
III.1 Résultat finale .....	68
III.1.1 Les Résultats obtenus .....	69
<b>Conclusion.....</b>	<b>71</b>
<b>CONCLUSION GENERALE .....</b>	<b>73</b>
<b>Bibliographie .....</b>	<b>74</b>
<b>Annexe.....</b>	<b>76</b>

# Liste des figures

## Chapitre 1

<b>Figure1.1</b> Anatomie du cœur .....	3
<b>Figure1.2</b> Rapports du cœur dans le médiastin antérieur .....	3
<b>Figure1.3</b> les 4 cavités et les valves cardiaques .....	4
<b>Figure1.4</b> Circulation sanguine chez l'Homme .....	5
<b>Figure1.5</b> Fonctionnement électrique du cœur .....	6
<b>Figure1.6</b> Montage d'Einthoven pour l'enregistrement des dérivations bipolaires des membres .....	7
<b>Figure1.7</b> Montage de Goldberger pour l'enregistrement des dérivations unipolaires des membres .....	8
<b>Figure1.8</b> (a).Montage de Wilson. (b).Position des électrodes précordiales .....	9
<b>Figure1.9</b> ECG normale .....	10
<b>Figure1.10</b> Schéma de principales voies respiratoires supérieures .....	13
<b>Figure1.11</b> Schéma des principales voies respiratoires inférieures .....	13
<b>Figure1.12</b> anatomie des poumons .....	14
<b>Figure1.13</b> anatomie des alvéoles .....	15
<b>Figure1.14</b> les échanges gazeux au niveau des alvéoles .....	15
<b>Figure1.15</b> anatomie de plèvre .....	16
<b>Figure1.16</b> position de diaphragme .....	17
<b>Figure1.17</b> mouvement de diaphragme lors de la respiration .....	17
<b>Figure1.18</b> les muscles respiratoires .....	18
<b>Figure1.19</b> les muscles expiratoire .....	19
<b>Figure1.20</b> déroulement d'un examen d'exploration fonctionnelle respiratoire .....	21
<b>Figure1.21</b> Volumes pulmonaires mesurés en spirométrie .....	21
<b>Figure1.22</b> les différentes échelles de température .....	23
<b>Figure1.23</b> thermomètre .....	23
<b>Figure1.24</b> la variation de résistance en fonction da la température .....	24
<b>Figure1.25</b> position d'O <sub>2</sub> sur l'hémoglobine .....	27
<b>Figure1.26</b> Principe de fonctionnement de l'oxymétrie de pouls (Emission/Réception) .....	27
<b>Figure1.27</b> le signal photopléthysmogramme .....	28
<b>Figure1.28</b> Représentation simplifiée de l'absorption de la lumière par les tissus vivants .....	29
<b>Figure1.29</b> Absorption de la lumière par l'Hb et l'HbO <sub>2</sub> .....	30
<b>Figure1.30</b> Courbe empirique pour la mesure de la saturation .....	31

## Chapitre 2

<b>Figure2.1</b> schéma synoptique de dispositif.....	34
<b>Figure2.2</b> schéma électrique de circuit d'alimentation .....	35
<b>Figure2.3</b> schéma bloc de l'électrocardiogramme .....	35
<b>Figure2.4</b> Electrodes adhésives jetables à usage unique .....	36
<b>Figure2.5</b> Electrodes à pinces .....	37
<b>Figure2.6</b> Les électrodes à ventouse .....	37
<b>Figure2.7</b> Amplificateur d'instrumentation INA128P .....	38
<b>Figure2.8</b> Schéma du circuit de Préamplificateur .....	38
<b>Figure2.9</b> A gauche circuit de simulation. A droite : le tracé de Bode du montage .....	39
<b>Figure2.10</b> Montage d'un amplificateur non-inverseur .....	40
<b>Figure2.11</b> à gauche : circuit de simulation. A droite : le tracé de Bode du montage .....	40
<b>Figure2.12</b> Structure d'un filtre coupe-bande .....	41
<b>Figure2.13</b> A gauche, circuit de simulation. A gauche, le tracé de Bode .....	41
<b>Figure2.14</b> circuit global d'électrocardiogramme .....	42
<b>Figure2.15</b> à gauche : circuit de simulation. A droite : le tracé de Bode du montage .....	42
<b>Figure2.16</b> Schéma bloc d'un thermomètre .....	43
<b>Figure2.17</b> Diagramme de LM35 .....	43
<b>Figure2.18</b> schéma de LM35 avec l'arduino .....	44
<b>Figure2.19</b> Schéma bloc d'un Photopléthysmogramme .....	44
<b>Figure2.20</b> photo de nos capteurs réalisés .....	45
<b>Figure2.21</b> simulation de circuit d'émission / réception .....	46
<b>Figure2.22</b> les diodes électroluminescentes .....	46
<b>Figure2.23</b> circuit de réception .....	47
<b>Figure2.24</b> à gauche : circuit de simulation. A droite : le tracé de Bode du montage .....	47
<b>Figure2.25</b> Montage d'un amplificateur non-inverseur .....	48
<b>Figure2.26</b> à gauche : circuit de simulation. A droite : le tracé de Bode du montage .....	48
<b>Figure2.27</b> circuit global de photopléthysmogramme .....	49
<b>Figure2.28</b> Circuit d'offset utilisé pour la mise en forme des signaux physiologiques .....	50
<b>Figure2.29</b> les différents types de la carte aduino. ....	50
<b>Figure2.30</b> (IDE) Logiciel de programmation Arduino .....	51
<b>Figure2.31</b> schéma des ports de la carte aduino uno .....	52

## Chapitre3

<b>Figure3.1</b>	le circuit électrique de dispositif réalisé .....	54
<b>Figure3.2</b>	photo de dispositif réalisé .....	55
<b>Figure3.3</b>	schéma de circuit imprimé a droits ; photo de circuit réalisé a gauche .....	55
<b>Figure3.4</b>	le signale obtenu du circuit d'alimentation (+5v et -5v) .....	56
<b>Figure3.5</b>	schéma de circuit imprimé a droits ; photo de circuit réalisé a gauche .....	56
<b>Figure3.6</b>	le signal ECG obtenu à la sortie de circuit réalisé.....	57
<b>Figure3.7</b>	le signal ECG obtenu à la sortie d'INA128P .....	58
<b>Figure3.8</b>	le signal ECG obtenu à la sortie de filtre passe haut .....	58
<b>Figure3.9</b>	le signal ECG obtenu à la sortie d'amplificateur ua741 .....	59
<b>Figure3.10</b>	le signal ECG obtenu à la sortie de filtre passe bas .....	59
<b>Figure3.11</b>	le signal ECG obtenu à la sortie de filtre réjecteur .....	60
<b>Figure3.12</b>	branchement de LM35 sur la carte Arduino .....	61
<b>Figure3.13</b>	le programme utilisé pour afficher la variation de température .....	61
<b>Figure3.14</b>	changement de température lors d'échauffement de LM35 .....	62
<b>Figure3.15</b>	schéma de circuit imprimé a droits ; photo de circuit réalisé a gauche .....	62
<b>Figure3.16</b>	le signal PPG obtenu à la sortie de circuit réalisé .....	63
<b>Figure3.17</b>	le signale obtenu a la sortie de capteur (de la LED infrarouge a droits, et de la LED rouge a gauche). .....	63
<b>Figure3.18</b>	le signale obtenu a la sortie de filtre passe haut (de la LED infrarouge a droits, et de la LED rouge a gauche).....	64
<b>Figure3.19</b>	le signale obtenu a la sortie d'amplificateur ua741 (de la LED infrarouge a droits, et de la LED rouge a gauche). .....	64
<b>Figure3.20</b>	le signale obtenu a la sortie réjecteur (de la LED infrarouge a droits, et de la LED rouge a gauche). .....	65
<b>Figure3.21</b>	signale obtenu de la LED rouge en mode AC à droite et en mode DC à gauche .....	65
<b>Figure3.22</b>	signale obtenu de la LED infrarouge en mode AC à droite et en mode DC à gauche .....	65
<b>Figure3.23</b>	tableau des mesures pour calculer l'SpO2 .....	66
<b>Figure3.24</b>	schéma de circuit imprimé a droits ; photo de circuit réalisé a gauche .....	66
<b>Figure3.25</b>	le signale de PPG a la sortie d'offset a droits ; signale de ECG a la sortie d'offset a gauche	67
<b>Figure3.26</b>	photo de notre dispositif .....	67
<b>Figure3.27</b>	le code Arduino et le résultat final de travail .....	68
<b>Figure3.28</b>	le programme Arduino utilisé pour affiché les signaux .....	68
<b>Figure3.29</b>	le signale ECG numérisé .....	69
<b>Figure3.30</b>	le signale PPG numérisé.....	69

<b>Figure3.31</b> code Arduino utilisé .....	70
<b>Figure3.32</b> signal ECG avec le signale obtenu à la sortie de filtre de respiration .....	70
<b>Figure3.33</b> affichages des quatre paramètres .....	71

# *Introduction générale*

## INTRODUCTION GENERALE

De manière générale, l'homme apprend de mieux en mieux à connaître le fonctionnement physiologique de son corps. Le déroulement des différents mécanismes physiologiques est souvent silencieux ce qui ne permet pas d'avoir une lecture et une analyse directe par le personnel médical.

Pour une bonne surveillance de l'état de santé des patients, plusieurs mesures sont nécessaires dont les résultats offrent une précieuse aide médicale et ainsi permettre au médecin de prendre la bonne décision.

La surveillance médicale est très importante en milieu clinique, mais aussi très utilisée en situation d'urgence, où le patient doit être suivi pour recevoir des soins intensifs pendant son transfert vers l'hôpital. Ainsi, les infirmiers urgentistes et les ambulanciers doivent être équipés des dispositifs médicaux dans leurs travail pour une bonne surveillance en temps réel des paramètres vitaux.

Le monitoring est l'une des clefs de ce suivi dans la mesure où il permet la surveillance de l'évolution des différentes constantes physiologiques.

De nos jours, la présence des moniteurs de surveillance est une condition essentielle pour établir un diagnostic et un suivi du patient. Cependant, il n'est pas envisageable de réaliser un suivi de toutes les données physiologiques de l'organisme. En effet, ceci va engendrer des mesures en grand nombre, des risques et beaucoup de temps pour la mise en place. Cependant, il n'est pas utile de suivre tous les paramètres physiologiques qui existent.

Les paramètres physiologiques les plus importants et les plus souvent diagnostiqués en premier lieu par les médecins sont ceux qui donnent la description de l'état général d'un patient comme : la température, l'électrocardiogramme et la saturation pulsée en oxygène SpO<sub>2</sub>. Ces paramètres sont des signes vitaux qui donnent des indications très importantes sur la situation vitale du patient. La plus grande partie des moniteurs comportent donc au moins ces trois modalités de suivi. Le reste des paramètres ne sont étudiés que dans les quelques cas qui le nécessitent.

Notre projet s'intéresse à la conception et la réalisation d'un circuit de monitoring multi-paramètres par la mesure du signal électrocardiogramme (ECG) et le signal de la respiration (dérivé à partir du signal ECG), la température et le signal photopléthysmogramme (PPG) pour la mesure du SpO<sub>2</sub>.

Le manuscrit de ce travail comporte trois chapitres :

Le premier chapitre présente une étude détaillée sur les quatre paramètres physiologiques ciblés pour être intégrés dans notre circuit de monitoring et de surveillance.

Dans le deuxième chapitre de ce travail, nous avons présenté un aperçu sur les différents signaux et paramètres physiologiques ainsi que l'étude des circuits électroniques nécessaires pour leurs détections.

Le dernier chapitre est consacré à la présentation des circuits électroniques réalisées pour la détection et l'acquisition de chacun des quatre paramètres physiologiques étudiés.

Une conclusion générale est présentée à la fin de ce manuscrit pour tirer les enseignements et établir les perspectives de ce travail.

# Chapitre 1

## Le monitoring et les paramètres étudiés

# Chapitre 1 : le monitoring et les paramètres étudiés.

---

## Introduction :

Le suivi du malade est un acte médical très important du processus de diagnostic clinique. Les moniteurs médicaux fournissent une expertise et une surveillance médicale pour l'ensemble de l'essai clinique. Cependant, les recherches montrent que la surveillance et l'enregistrement des cinq signes vitaux sont souvent très importants. La surveillance des signes vitaux fait partie intégrante des soins aux patients dans les hôpitaux de soins de courte durée. Traditionnellement, les cinq signes vitaux sont la pression artérielle, le pouls, la fréquence respiratoire, la saturation en oxygène (SpO<sub>2</sub>) et la température. Ces signes sont universellement utilisés pour suivre les progrès des malades. L'évolution des données relatives aux signes vitaux des patients peut indiquer une détérioration clinique qui, sans identification et intervention, peut entraîner des conséquences néfastes ou la mort.

## I. Les paramètres physiologiques vitaux étudiés :

Dans ce travail, nous nous intéressons à l'étude, la conception et la réalisation d'un circuit électronique pour le monitoring et la surveillance des paramètres physiologiques suivants :

- L'électrocardiogramme (ECG),
- La Respiration,
- La température,
- La saturation pulsée en oxygène (SpO<sub>2</sub>).

### I.1 L'électrocardiogramme (ECG)

Il est connu que l'électrocardiographie est un outil important dans le diagnostic des pathologies cardiaques. Le signal électrocardiogramme (ECG) traduit l'enregistrement des activités bioélectriques du système cardiaque. Il est très riche en informations sur les aspects fonctionnels du cœur et le comportement du système cardio-vasculaire. [1]

#### I.1.1 L'appareil cardio-vasculaire

Le cœur et les vaisseaux sanguins constituent le système cardiovasculaire. Propulsé par le cœur, le sang circule dans tout l'organisme à travers un vaste réseau de vaisseaux sanguins. Trois types de vaisseaux assurent le transport du sang : les artères, les capillaires et les veines. Les contractions rythmiques du cœur propulsent le sang à travers les artères pour être acheminé vers toutes les régions de l'organisme. Les capillaires, de minuscules vaisseaux, permettent ensuite les échanges entre le sang et les cellules grâce à leur paroi extrêmement fine. Le sang est ensuite réacheminé vers le cœur à travers les veines. [2]

##### I.1.1.1 le cœur

Le cœur est un organe musculaire creux qui a le rôle d'une pompe dans le système cardiovasculaire. La figure 1.1 illustre l'anatomie interne de cet organe.

# Chapitre 1 : le monitoring et les paramètres étudiés.

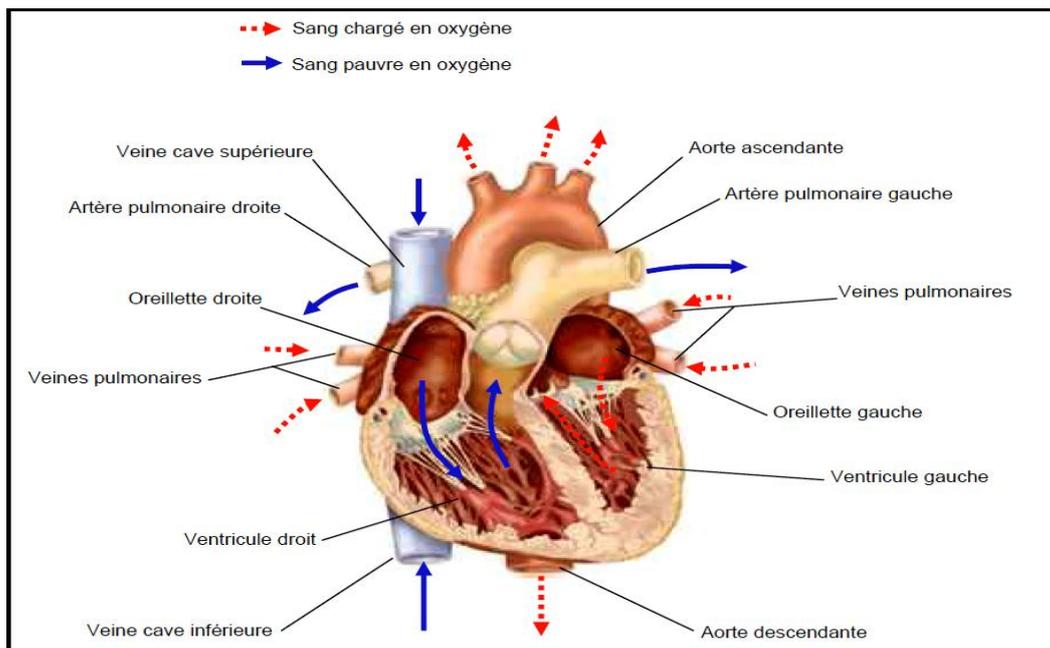


Figure1.1 Anatomie du cœur.

Le cœur permet la circulation du sang dans le corps et ainsi l'apport d'oxygène et nutriments à l'ensemble des cellules de l'organisme.

Le cœur est situé dans la partie médiane de la cage thoracique (le médiastin) délimitée par les 2 poumons, le sternum et la colonne vertébrale comme illustré dans la figure1.2. [2]

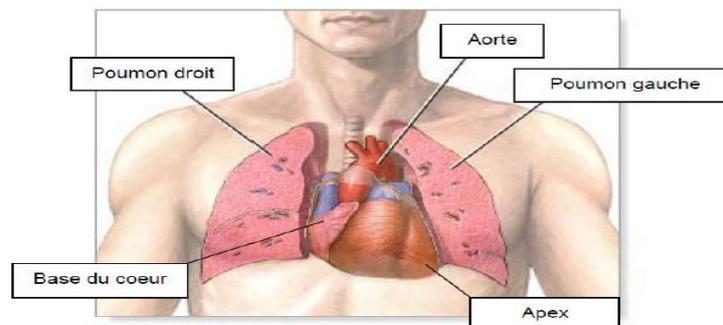


Figure1.2 Rappports du cœur dans le médiastin antérieur.

Le cœur mesure entre 14 et 16 cm pour un diamètre de 12 à 14 cm chez l'adulte et il représente un volume de 50 à 60 cm<sup>3</sup> pour un poids d'environ 300g. Il est un peu plus gros chez l'homme que chez la femme et pompe chaque jour en moyenne 8000 litres de sang grâce à environ 100 000 battements au quotidien (soit jusqu'à 2 milliards de battements au cours d'une vie). [3]

Le cœur est composé de 4 cavités (voir figure1.3), les oreillettes sur la partie supérieure et les ventricules sur la partie inférieure. Les oreillettes et ventricules sont séparés de chaque côté par une épaisse paroi musculaire, le septum. Ainsi, aucun échange de sang entre la partie supérieure et la partie inférieure n'est possible. Le passage est unidirectionnel entre oreillette vers ventricule et cela via les valves cardiaques (mitrale et tricuspide).

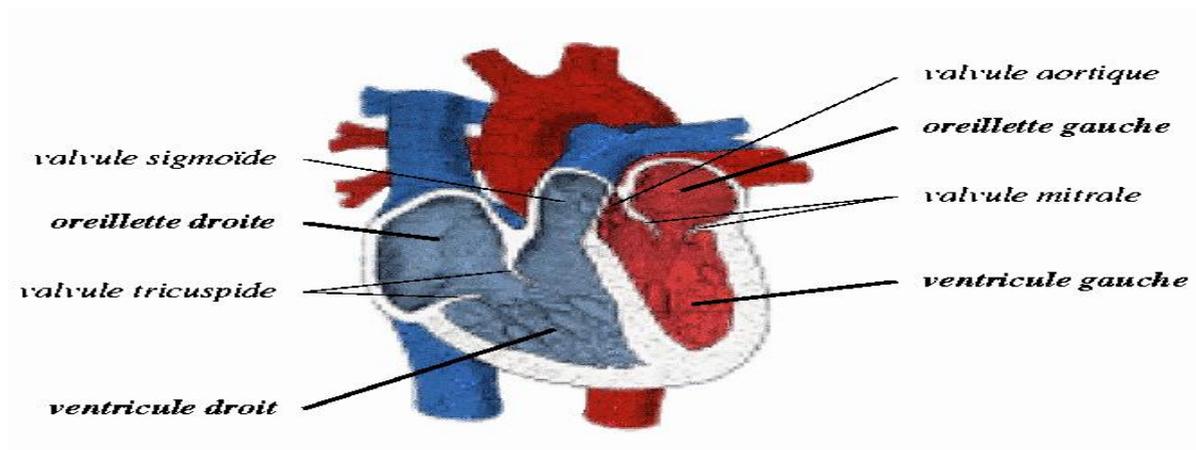


Figure 1.3 les cavités et les valves cardiaques.

On peut ainsi considérer le cœur comme étant deux cœurs accolés (le Cœur droit et le Cœur gauche). Le cœur droit est responsable de la petite circulation entre le cœur et les poumons et le cœur gauche est responsable de la grande circulation entre le cœur et tout l'organisme.

### ✓ La petite circulation

Le sang veineux part du ventricule droit et est éjecté dans l'artère pulmonaire. Celle-ci gagne les poumons où le sang sera oxygéné. Il sort alors des poumons par de petites veines pulmonaires qui se réunissent pour former les 4 veines pulmonaires qui vont se jeter dans l'oreillette gauche. De là elles passeront dans le ventricule gauche : on est revenu au point de départ, dans la grande circulation.

### ✓ La grande circulation

Dans la grande circulation, les organes sont généralement vascularisés par une artère provenant d'une ramification de l'aorte qui part du ventricule gauche, et dont le qualificatif rappelle le nom de l'organe (artère rénale pour "artère du rein", artère humérale pour "artère de l'humérus", etc.). De façon comparable, les veines semblablement nommées se jettent dans les veines caves inférieure ou supérieure qui ramènent le sang vers l'oreillette droite.

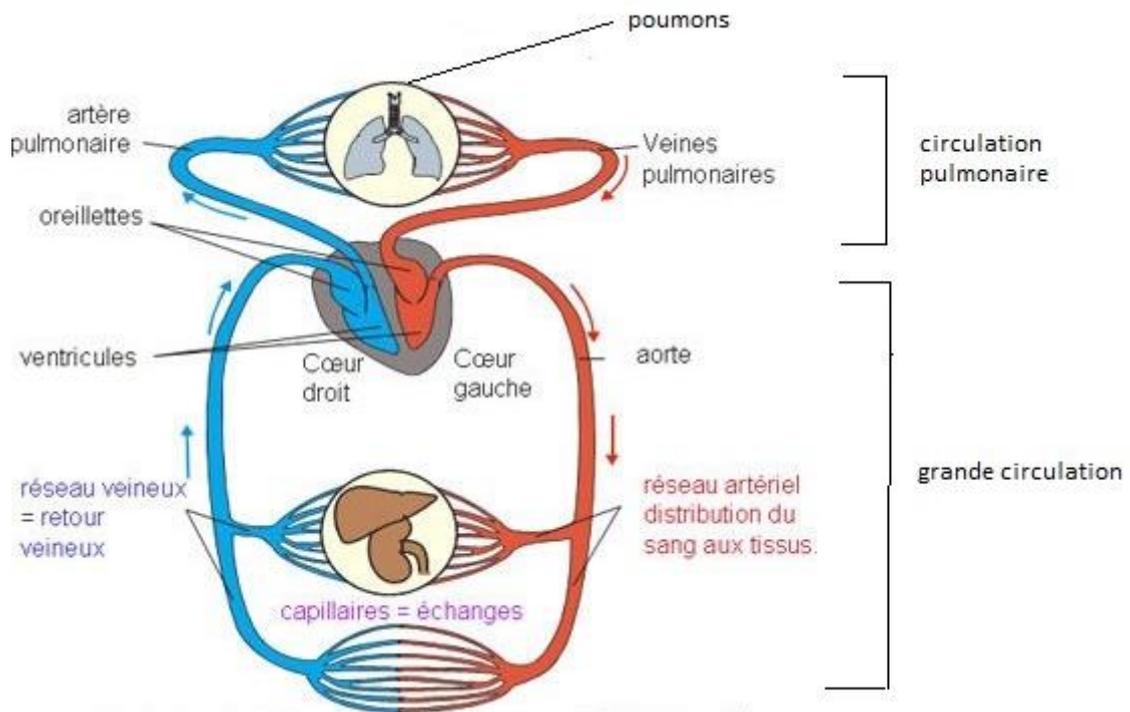


Figure 1.4 Circulation sanguine chez l'Homme.

## I.1.1.2 Fonctionnement électrique du cœur :

Comme pour tous les muscles du corps humain, la contraction du cœur est provoquée par la propagation d'une impulsion électrique le long des fibres musculaires cardiaques induite par la dépolarisation des cellules cardiaques.

Dans le cœur, la dépolarisation prend naissance dans le haut de l'oreillette droite (le nœud sinusal SA), et se propage ensuite dans les oreillettes, induisant la systole auriculaire qui est suivie d'une diastole (décontraction du muscle).

Cette impulsion électrique arrive au nœud auriculo-ventriculaire (AV), seul point de passage possible pour l'impulsion électrique entre les oreillettes et les ventricules. L'impulsion électrique marque une courte pause permettant au sang de pénétrer dans les ventricules.

Elle emprunte par la suite le faisceau de His, qui est composé de deux branches principales allant chacune dans un ventricule.

Les fibres constituant ce faisceau, complétées par les fibres de Purkinje, grâce à leur conduction rapide, propagent l'impulsion électrique en plusieurs points des ventricules, et permettent ainsi une dépolarisation quasi instantanée de l'ensemble du muscle ventriculaire, malgré sa taille importante, ce qui assure une efficacité optimale dans la propulsion du sang.

Cette contraction constitue la phase de systole ventriculaire qui est suivie par la diastole ventriculaire (décontraction du muscle) [4].

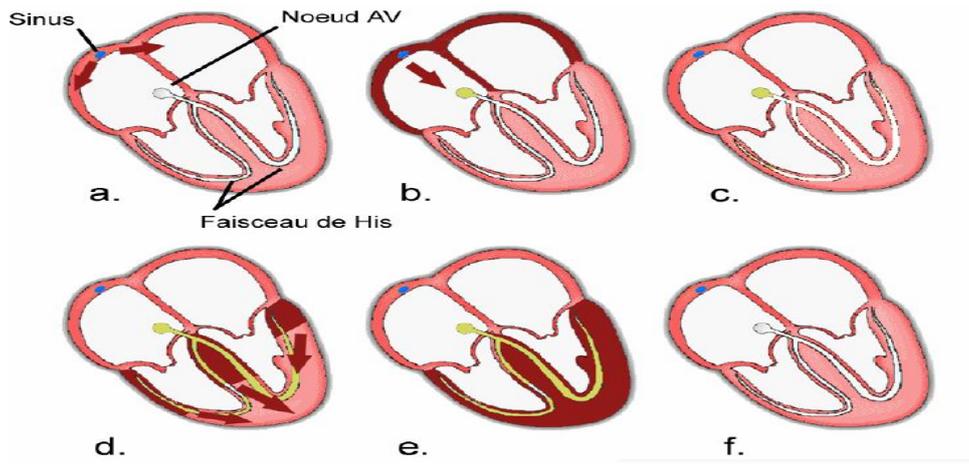


Figure 1.5 Fonctionnement électrique du cœur

La figure 1.5 illustre l'activité électrique du cœur pendant un cycle cardiaque. L'impulsion électrique prend naissance dans le sinus (a) puis se propage dans les oreillettes (b) entraînant leurs contractions (systole auriculaire). L'impulsion arrive au nœud auriculo-ventriculaire (AV) et marque une courte pause (c) juste avant la propagation dans les fibres constituant le faisceau de His. Au passage de l'impulsion électrique (d) les ventricules se contractent à leur tour (e) (systole ventriculaire). Après la diastole (décontraction du muscle) les cellules se ré-polarisent (f). Le cycle du battement cardiaque est alors terminé et le cœur est prêt pour un nouveau battement.

### I.1.2 L'électrocardiographie

L'électrocardiographie est une technique relativement peu coûteuse, permettant à l'aide d'un examen simple et sans danger, de surveiller l'appareil cardiovasculaire.

Cette technique est née en 1887 avec les travaux de Waller, elle est révélée à la communauté médicale par l'invention en 1901 du galvanomètre à cordes, et qui a valu à son auteur, le Dr. Wilhem Einthoven, le prix Nobel de Médecine en 1924. Par la suite, l'électrocardiographie est devenue une technique incontournable dans le diagnostic cardiologique.

Le corps humain étant électriquement conducteur, les potentiels d'actions générés lors de l'activité électrique cardiaque peuvent être recueillis par des électrodes placées sur la peau. L'enregistrement graphique de cette activité électrique du cœur est un signal électrocardiogramme (ECG).

Les positions des électrodes utilisées pour le recueil du signal ECG se nomment les dérivations électrocardiographiques. L'ECG standard est enregistré sur 12 dérivations (six dérivations périphériques et six précordiales). [5]

#### I.1.2.1 Dérivations électrocardiographiques [6]

Une dérivation électrocardiographique est définie par une ou deux électrodes placées sur la surface du corps. L'emplacement de ces électrodes est choisi de manière à explorer la quasi-totalité du champ électrique cardiaque résultant de la contraction du myocarde.

# Chapitre 1 : le monitoring et les paramètres étudiés.

## I.1.2.1.1 Les dérivations périphériques

Les dérivations périphériques (ou dérivations des membres) permettent d'étudier l'activité électrique du cœur sur le plan frontal. Elles sont obtenues au moyen de 4 électrodes appliquées au bras droit, au bras gauche et à la jambe gauche, l'électrode de la jambe droite étant une électrode neutre destinée à éliminer les parasites électriques.

Elles ont été déterminées par Einthoven en 1912 (Les dérivations périphériques bipolaires) et complétées par Goldberger en 1942 (Les dérivations périphériques unipolaires).

### a) Les dérivations périphériques bipolaires

Les dérivations bipolaires (DI, DII, DIII) ont été déterminées par Einthoven au début du vingtième siècle et restent encore utilisées aujourd'hui.

Ces dérivations utilisent trois électrodes placées sur le sujet. Les électrodes sont placées sur les bras droit et gauche et sur la jambe gauche pour former un triangle (triangle d'Einthoven).

Ces dérivations sont dite bipolaires parce qu'elles mesurent une différence de potentiel entre deux électrodes.

Chaque côté du triangle formé par les trois électrodes représente une dérivation en utilisant une paire d'électrodes différente pour chacune des dérivations (voir figure 1.6).

Les trois dérivations sont :

DI (dérivation I) avec  $DI = VL - VR$

DII (dérivation II) avec  $DII = VF - VR$

DIII (dérivation III) avec  $DIII = VF - VL$

Avec : VL le potentiel sur le bras gauche, VR le potentiel sur le bras droit et VF le potentiel sur la jambe gauche

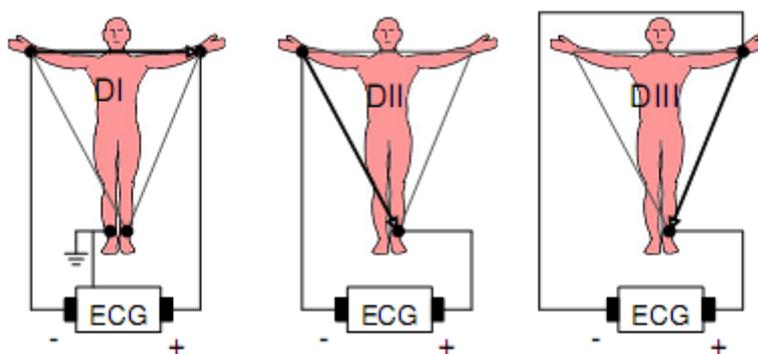


Figure 1.6. Montage d'Einthoven pour l'enregistrement des dérivations bipolaires des membres.

## b) Les dérivations périphériques unipolaires

Les dérivations unipolaires ont été introduites par Wilson (Figure 1.8(a)). Dans son système, les dérivations sont obtenues entre une électrode exploratrice placée au sommet du triangle d'Einthoven et une borne centrale (électrode neutre ou indifférente, dont le potentiel est la moyenne des potentiels des trois sommets du triangle d'Einthoven). Cela a donné les dérivations unipolaires VL, VR et VF. Plus tard, Goldberg a modifié le système des dérivations de Wilson pour obtenir trois dérivations unipolaires augmentées, appelées aVL, aVR et aVF (Figure 1.7). La lettre a (de l'anglais augmented) désigne le fait que les nouvelles dérivations amplifient les variations de potentiel des dérivations de Wilson par un facteur de 1,5.

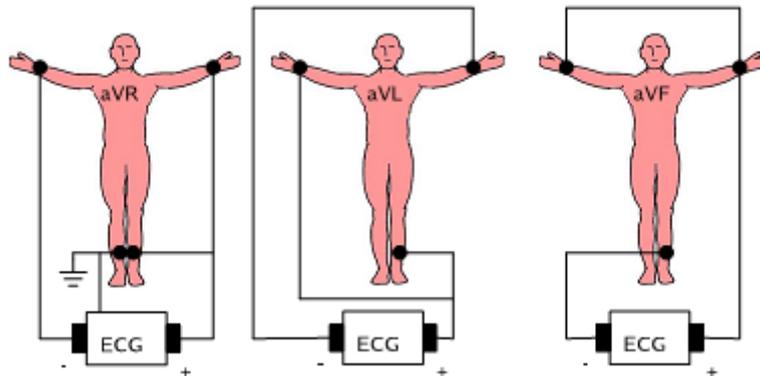


Figure 1.7 Montage de Goldberger pour l'enregistrement des dérivations unipolaires des membres.

### I.1.2.1.2 Les dérivations précordiales

Pour mesurer les potentiels proches du cœur, Wilson a introduit les dérivations du plan horizontal V1, V2, V3, V4, V5, et V6. Ces six dérivations sont localisées du côté gauche du thorax comme illustré dans (la figure 1.8(b)).

Les potentiels sont enregistrés à partir d'une électrode exploratrice (pôle positif) placée sur le thorax et l'électrode de référence (pôle négatif) connectée à la borne centrale de Wilson. Ce sont des dérivations rapprochées car l'électrode exploratrice est placée à faible distance des parois du ventricule droit et gauche.

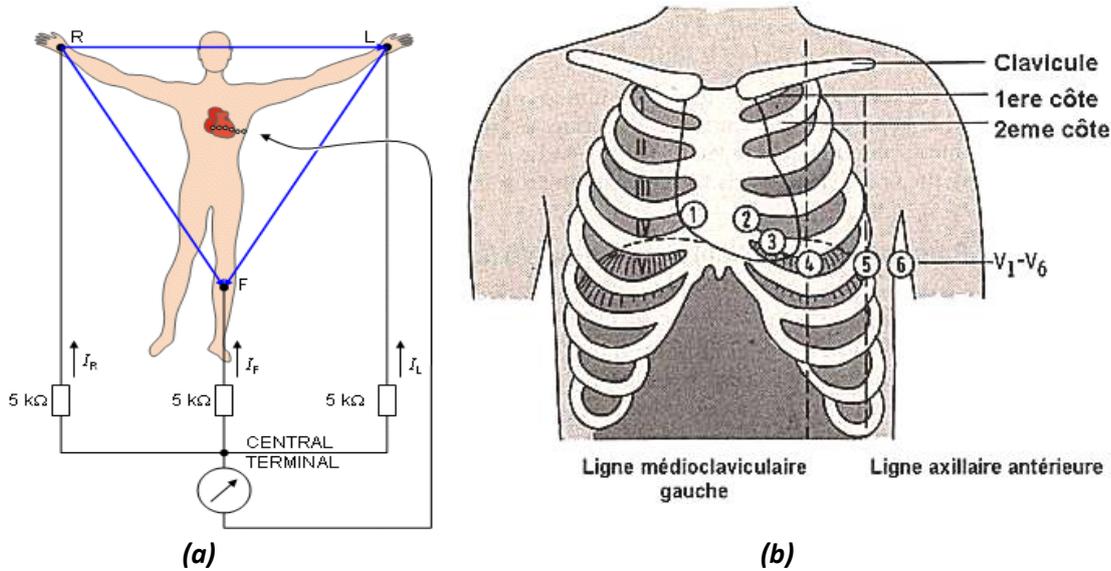


Figure 1.8 :(a).Montage de Wilson. (b).Position des électrodes précordiales.

## Position des électrodes précordiales

- V1: 4ème espace intercostal, bord droit du sternum (ligne parasternale)
- V2: 4ème espace intercostal, bord gauche du sternum (ligne parasternale)
- V3: à mi-distance entre V2 et V4
- V4: 5ème espace intercostal, ligne médio-claviculaire gauche
- V5: à mi-distance entre V4 et V6, sur la ligne axillaire antérieure
- V6: même niveau horizontal que V4 et V5, ligne axillaire moyenne

## I.1.3 Tracé électrique du cœur [6]

L'information enregistrée dans l'ECG se présente comme une série d'ondes électriques, aux formes et durées particulières qui se répètent à chaque cycle cardiaque. En réalité ces ondes traduisent les diverses étapes de la stimulation cardiaque.

Le paragraphe suivant décrit les différentes ondes et intervalles pour un signal ECG normal.

### I.1.3.1 Les ondes enregistrées sur un ECG normal

La figure 1.9 montre la morphologie du signal ECG normal sur un cycle cardiaque.

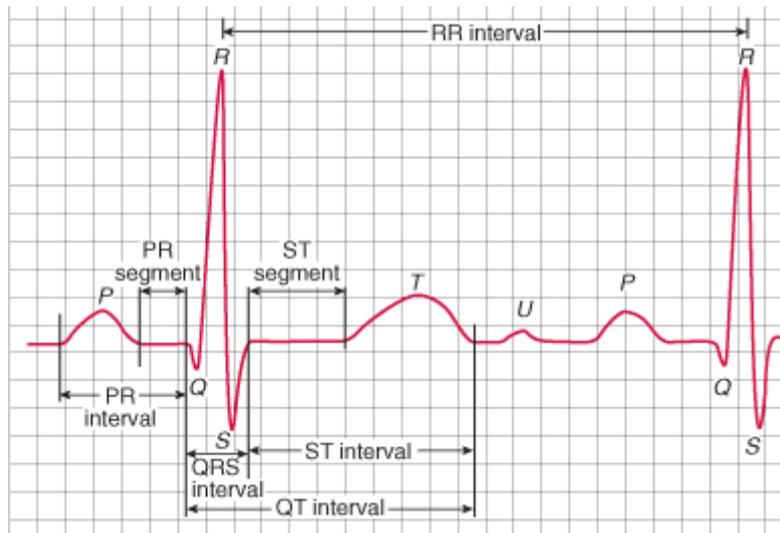


Figure1.9. ECG normale.

On observe dans un tracé ECG que le processus de contraction et de décontraction du myocarde se présentent comme une séquence de déflexions positives et négatives superposées à une ligne de potentiel zéro (ligne de base) qui correspond à l'absence des phénomènes cardiaques.

Par convention, on attribue aux ondes principales de l'ECG les lettres P, Q, R, S, T et U :

### L'onde P :

C'est la première onde détectable. Elle apparaît quand l'impulsion électrique se propage à partir du nœud sinusal pour dépolariser les oreillettes. Sa masse musculaire relativement faible entraîne une variation de potentiel faible (moins de 0.25 mv). La progression de l'onde de dépolarisation dans les oreillettes est beaucoup plus lente que dans les ventricules. Par conséquent, la région des oreillettes autour du nœud sinusal est dépolarisée très en avance par rapport aux régions plus éloignées. Puis, le front de repolarisation prend le même sens que celui de la dépolarisation et le vecteur résultant instantané est orienté vers le nœud sinusal. Cela produit une onde de repolarisation à l'inverse de l'onde de dépolarisation P. Normalement, l'onde de repolarisation des oreillettes apparaît au moment où le complexe QRS est produit. Comme ce signal est beaucoup plus intense que le premier, l'onde de repolarisation est cachée.

### Le complexe QRS :

C'est un ensemble de déflexions positives et négatives qui correspondent à la contraction des ventricules. Il a une durée inférieure à 0.12 seconde et il est constitué de trois ondes :

- L'onde Q : première déflexion négative

# Chapitre 1 : le monitoring et les paramètres étudiés.

---

- L'onde R : première déflexion positive
- L'onde S : déflexion négative qui suit l'onde R

**L'onde T** : Elle correspond à la décontraction ventriculaire. Cette onde succède au complexe QRS après retour à la ligne isoélectrique et elle est plus faible en amplitude.

**L'onde U** : C'est une onde de faible amplitude que l'on rencontre après l'onde T. Elle est visible dans certaines dérivations, mais le mécanisme de sa genèse est encore discuté.

En général, un tracé d'un électrocardiogramme normal se présente comme illustré dans la figure 1.09. La caractérisation d'un ECG concerne les durées, les amplitudes et la morphologie des ondes P, QRS et T ainsi que d'autres paramètres temporels qui sont les segments PR et ST, et les intervalles PR, QT et ST.

## **Les segments et intervalles qui caractérisent un ECG normal**

En plus des différentes ondes qui sont des paramètres de base pour une caractérisation d'un signal ECG, il existe un certain nombre d'intervalles et de segments qui portent des informations sur la vitesse de conduction de l'impulsion électrique dans les différentes parties du cœur. Les intervalles et les segments les plus importants sont :

**Intervalle RR** : correspond au délai entre deux dépolarisations des ventricules. C'est cet intervalle qui permet de calculer la fréquence cardiaque.

**Segment PR** : (pause du nœud AV) correspond au délai entre la fin de la dépolarisation des oreillettes et le début de celle des ventricules. C'est le temps pendant lequel l'onde de dépolarisation est bloquée au niveau du nœud AV.

**Intervalle PR** : (durée de conduction auriculo-ventriculaire) correspond à la durée de propagation de l'onde de dépolarisation du nœud sinusal jusqu'aux cellules myocardiques ventriculaires.

**Intervalle QT** : (durée de systole ventriculaire) Cet intervalle correspond au temps de systole ventriculaire, qui va du début de l'excitation des ventricules jusqu'à la fin de leur relaxation.

**Segment ST** : (durée de stimulation complète des ventricules) correspond à la phase pendant laquelle les cellules ventriculaires sont toutes dépolarisées, le segment est alors isoélectrique.

## I.2 La respiration

Les cellules de l'organisme ont besoin d'un apport en continu d'oxygène (O<sub>2</sub>) pour accomplir leurs fonctions vitales. Cette consommation d'O<sub>2</sub> par les cellules entraîne une production de dioxyde de carbone (CO<sub>2</sub>). Les appareils cardiovasculaire et respiratoire se partagent la responsabilité de garantir cet apport d'O<sub>2</sub> à l'organisme et de le débarrasser du CO<sub>2</sub> [7].

La respiration représente l'ensemble des mécanismes par lesquels les cellules procèdent à des échanges gazeux avec l'extérieur afin d'apporter aux cellules l'O<sub>2</sub> dont elles ont besoin et éliminer le CO<sub>2</sub> produit.

### I.2.1 Anatomie de l'appareil respiratoire

L'appareil respiratoire se compose de 2 parties principales :

- Les voies aériennes (voies respiratoires).
- Les poumons et les muscles respiratoires.

#### I.2.1.1 Anatomie des voies respiratoires

L'arbre respiratoire est classiquement divisé en voies respiratoires supérieures, qui sont extra-thoraciques, et inférieures qui sont intra-thoraciques. Leurs principaux rôles sont la ventilation pulmonaire, le conditionnement de l'air inspiré et la défense face aux agressions extérieures. [8]

##### ✓ Les voies respiratoires supérieures

Les voies respiratoires supérieures comprennent :

- 1) Les narines et la bouche : l'air entre par ces deux structures.
- 2) La cavité nasale : l'air est réchauffé par les cornets nasaux présents dans la cavité nasale. Ces cornets sécrètent du mucus qui permet de garder l'air humide.
- 3) Le pharynx : c'est une partie du tube digestif qui relie l'œsophage à la bouche. Il est à l'intersection de la trachée et de l'œsophage.
- 4) La glotte : c'est le tube qui amène l'air aux poumons car il sert à ouvrir la trachée.
- 5) L'épiglotte : protège l'ouverture de la glotte en empêchant les aliments d'entrer dans la trachée.
- 6) Le larynx : endroit où sont placées les cordes vocales.
- 7) La trachée : tube flexible qui se divise ensuite en deux bronches.

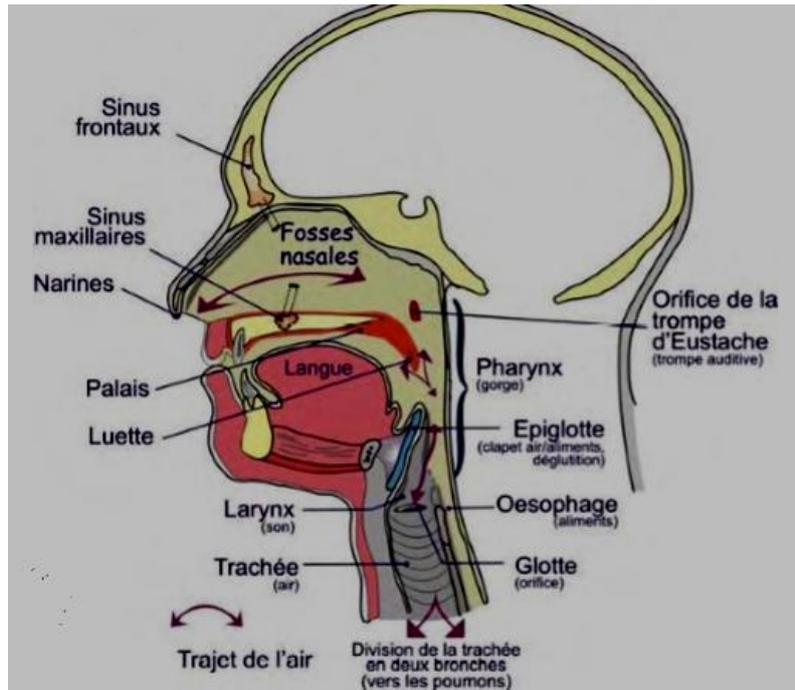


Figure1.10 Schéma de principales voies respiratoires supérieures.

## ✓ Les voies respiratoires inférieures

Les voies respiratoires inférieures se subdivisent en une zone de conduction comprenant la trachée, les bronches souches, les bronches lobaires et bronchioles, et une zone respiratoire composée des conduits et sacs alvéolaires, ainsi que des alvéoles pulmonaires. [8]

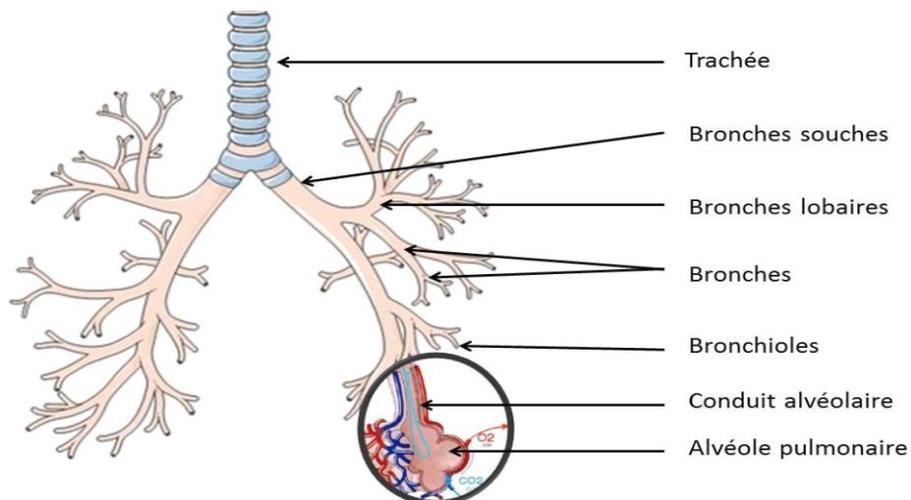


Figure1.11 Schéma des principales voies respiratoires inférieures.

- 1) Les bronches souches : il y en a deux. Elles pénètrent dans le poumon. Elles contiennent des cils. Les bronches mènent aux bronchioles.
- 2) Les bronches lobaires : La bronche souche droit se divise pour donner trois bronches lobaires correspondant aux trois lobes pulmonaires du poumon droit, même chose pour le poumon

# Chapitre 1 : le monitoring et les paramètres étudiés.

gauche la bronche principale gauche se divise pour donner deux bronches lobaires correspondant aux deux lobes pulmonaires.

- 3) Les bronchioles : réseau de tubes de plus en plus petits. Elles contiennent des cils. Les bronchioles mènent aux alvéoles.
- 4) Les alvéoles : petits sacs toujours humides où se produit l'échange gazeux. Leur paroi n'a qu'une cellule d'épaisseur et elle est liée à un réseau de capillaires. L'échange gazeux s'effectue par diffusion simple et diffusion facilitée (30%).

## I.2.1.2 Anatomie des poumons et des muscles respiratoires

### ✓ anatomie des poumons [9]

Dans le corps humain, les poumons sont situés dans la cage thoracique, au dessus du diaphragme. Avec le sternum et la colonne vertébrale, ils délimitent le médiastin, partie médiane de la cage thoracique.

Les poumons sont entourés par la plèvre, une membrane constituée principalement de fibres élastiques, qui permet aux poumons de changer de volume lors de la respiration.

Il est important de noter que les poumons (droit et gauche) ne sont pas identiques : le poumon droit est constitué de 3 lobes de 650 g (supérieur, moyen et inférieur) alors que le poumon gauche n'en possède que 2 de 550g (supérieur et inférieur). Les lobes sont séparés par des cloisons interlobaires qui sont une extension de la plèvre.

Les lobes sont divisés en segments pulmonaires délimités par des plans fibreux permettant l'ablation d'un segment pathologique. Le poumon droit contient 3 segments dans son lobe supérieur, 2 dans son lobe moyen et 5 dans son lobe inférieur. Quant au poumon gauche, il contient 5 segments dans son lobe supérieur et 4 dans son lobe inférieur. Dans chaque segment se trouvent des lobules séparés par des cloisons conjonctivo-élastiques. C'est dans les lobules que se situent les échanges gazeux.

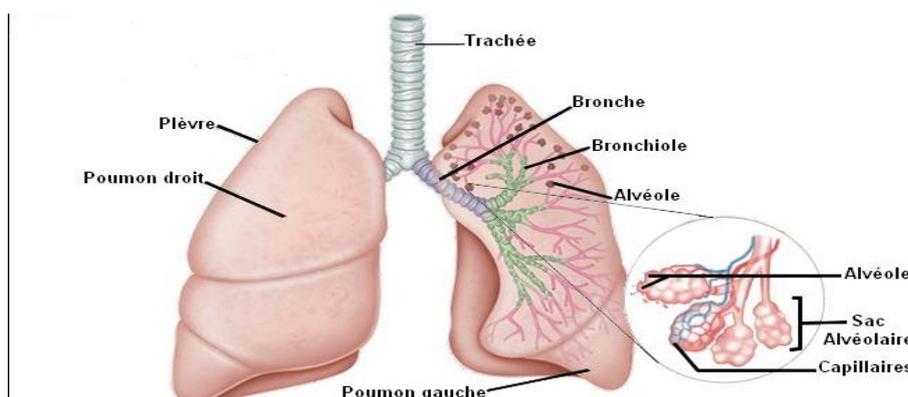


Figure 1.12 anatomie des poumons.

### a) Anatomie des alvéoles : [10]

300 à 400 millions pour une surface de 100 m<sup>2</sup> environ ; Cavité sphérique de 0,1 à 0,3 mm de diamètre.

La paroi très fine des alvéoles pulmonaires est d'un côté en contact avec l'air et de l'autre avec les capillaires pulmonaires. Cette membrane est perméable aux gaz.

# Chapitre 1 : le monitoring et les paramètres étudiés.

Le surfactant est sécrété par la membrane alvéolaire, c'est un phosphoglycéride. Il maintient l'humidité des alvéoles (nécessaire aux échanges gazeux), il évite leur affaissement et facilite l'expansion pulmonaire. C'est ce qui permet l'élasticité pulmonaire. (Figure 1.13)

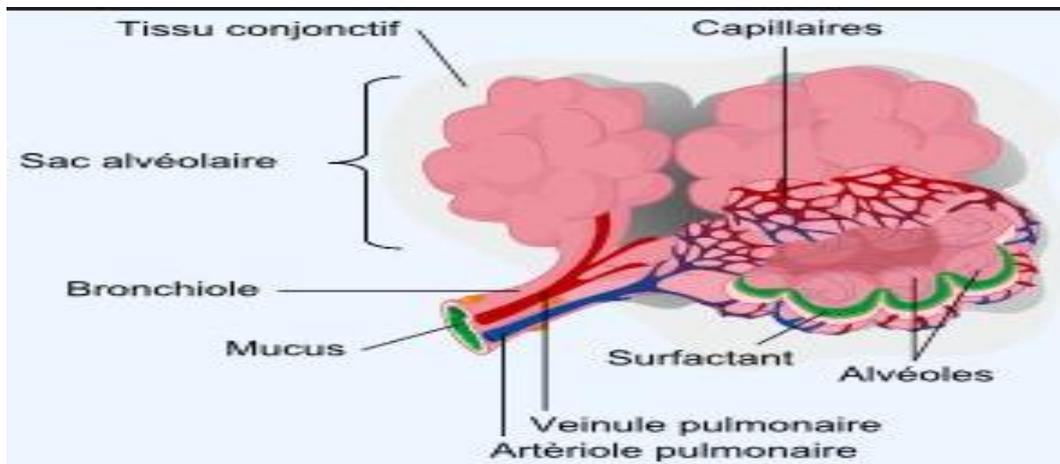


Figure 1.13 anatomie des alvéoles.

La figure 1.14 présente un schéma des échanges gazeux au niveau d'une alvéole pulmonaire. L'artériole afférente à l'alvéole vient du cœur droit et contient un sang riche en CO2 et pauvre en O2 (représenté en bleu). La veinule efférente à l'alvéole qui va au cœur gauche et contient un sang très enrichi en O2 et très appauvri en CO2 (représenté en rouge). On rappelle que l'air inspiré contient 21% d'O2 et 0,0035% de CO2.

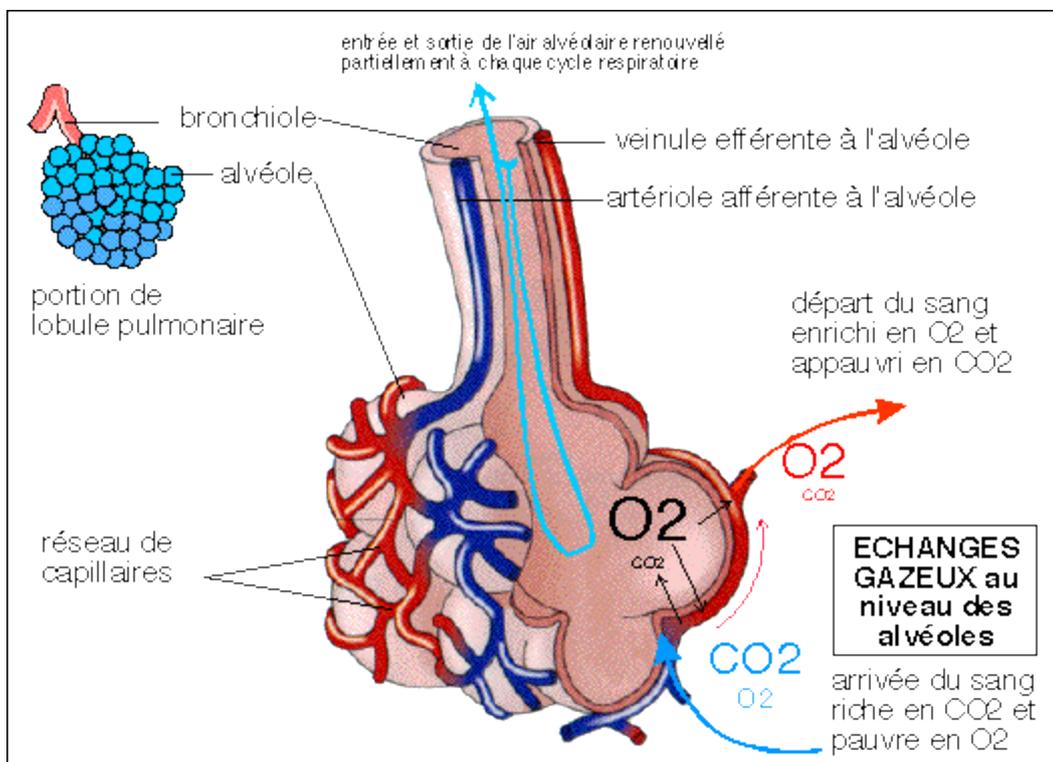


Figure 1.14 les échanges gazeux au niveau des alvéoles.

## b) Anatomie de plèvre : [11]

La plèvre est une membrane séreuse à 2 feuillets enveloppant chacun des poumons. Les plèvres, droite et gauche sont indépendantes l'une de l'autre. Chaque plèvre est constituée de 2 feuillets :

- **un feuillet viscéral** entourant le poumon et s'insinuant dans les scissures inter lobaires
- **un feuillet pariétal** qui tapisse la face profonde de la cavité thoracique.

Le feuillet pariétal et viscéral se continue l'un avec l'autre sans interruption au niveau du hile pulmonaire en formant une ligne de réflexion. Ces 2 feuillets délimitent entre eux une cavité virtuelle :

- **La cavité pleurale** : Cette cavité n'apparaît réellement que s'il y a présence d'air (Pneumothorax) ou de liquide (Hémothorax, Pyothorax) d'où possibilité de ponction pleurale.

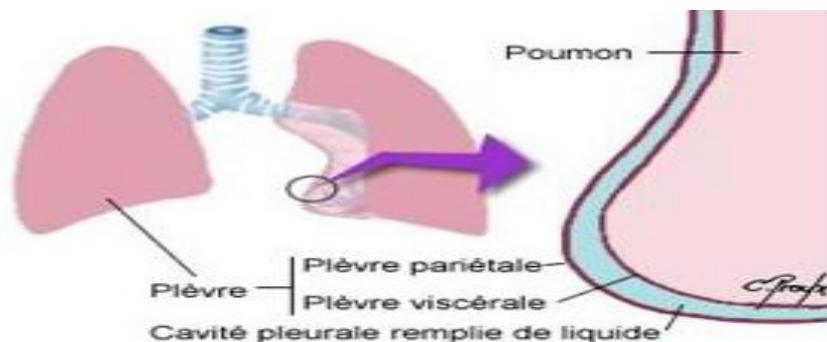


Figure 1.15 anatomie de plèvre.

## ✓ les muscles respiratoires

Les muscles de la respiration sont les muscles qui déplacent les côtes et modifient ainsi le volume de la cage thoracique.

### a) Les muscles inspiratoires :

Ce sont Les muscles qui soulèvent les côtes; Les muscles inspiratoires principaux:

- Le diaphragme :

Le diaphragme est un muscle inspiratoire situé sous les poumons. Il sépare la cavité thoracique de la cavité abdominale. En forme de dôme, il est marqué de deux coupes à droite et à gauche. Elles sont asymétriques, la coupole diaphragmatique droite se situe normalement 1 à 2 cm plus haut que la coupole gauche.

Le diaphragme est constitué d'un tendon central, le centre tendineux du diaphragme ou centre phrénique. En périphérie, les fibres musculaires se connectent au niveau du sternum, des côtes et des vertèbres.

Il comporte des orifices naturels qui permettent le passage d'organes ou de vaisseaux d'une cavité à l'autre. C'est le cas par exemple des orifices œsophagien, aortique ou cave inférieur. Il est innervé par le nerf phrénique qui provoque sa contraction.

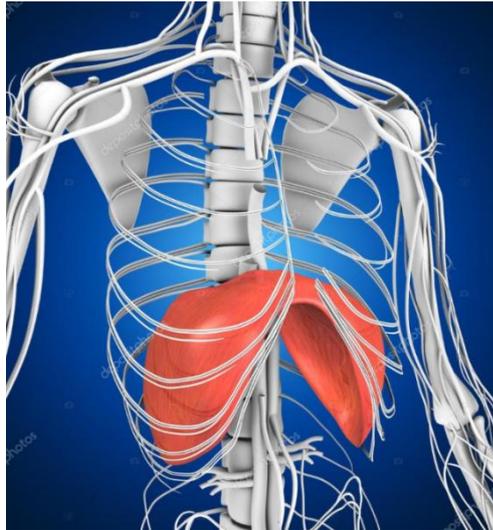


Figure 1.16 position de diaphragme.

Le diaphragme est le muscle respiratoire principal, il réalise 60% de l'inspiration. Associé aux muscles intercostaux, il assure la mécanique de la respiration en alternant les mouvements d'inspiration et d'expiration. [12]

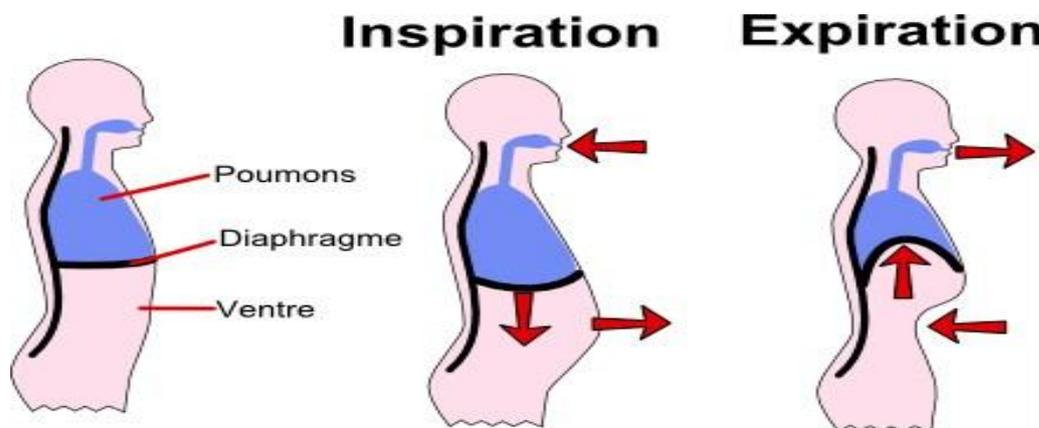


Figure 1.17 mouvement de diaphragme lors de la respiration.

A l'inspiration, le diaphragme et les muscles intercostaux se contractent. Le diaphragme s'abaisse et s'aplatit.

À l'expiration, les muscles diaphragme et intercostaux se relâchent. Le diaphragme s'élève pour reprendre sa position initiale.

La fréquence de la contraction du diaphragme définit la fréquence respiratoire.

- Les muscles intercostaux externes :

Situés entre les côtes et dirigés vers le bas et l'avant, permettent au thorax d'augmenter les dimensions antéropostérieure et latérale de la cage thoracique, assurant les 25 à 40% du changement du volume restant.

À ces muscles, des muscles dits accessoires peuvent en plus intervenir pendant l'inspiration lorsque celle-ci est forcée.

Ce sont les muscles scalènes, sterno-cléido-mastoïdiens, trapèzes et intervertébraux. [8]

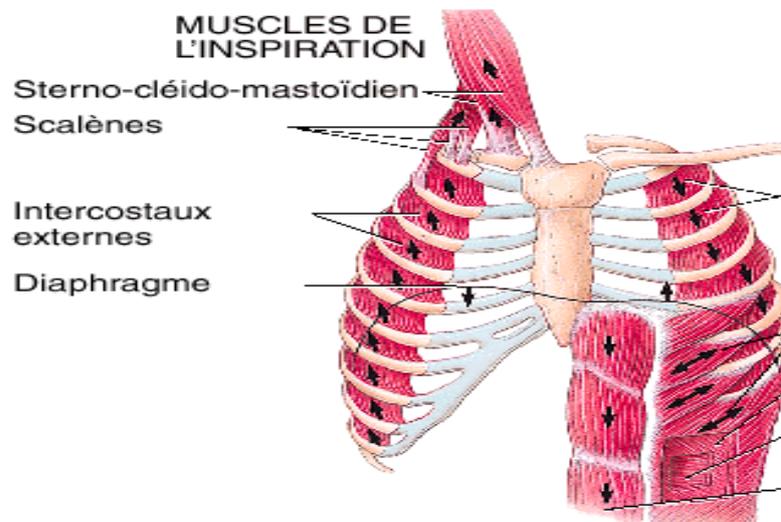


Figure 1.18 les muscles respiratoires.

**b) Les muscles expiratoires :**

Sont les muscles qui abaissent les côtes ; Bien que l'expiration soit passive, certains muscles expiratoires peuvent intervenir : [8]

- Les muscles de l'abdomen :

Ont pour effet d'abaisser les côtes inférieures et d'augmenter la pression intra-abdominale, élevant ainsi le diaphragme.

- Les muscles intercostaux internes :

Dirigés vers le haut et l'avant, abaissent les côtes lors de leur contraction, réduisant les dimensions antéropostérieure et latérale du thorax.

Ces muscles expiratoires sont principalement mis en jeu lors d'expiration forcée.

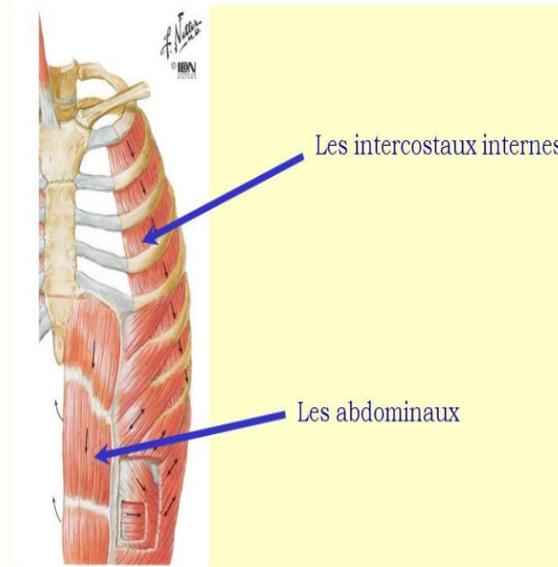


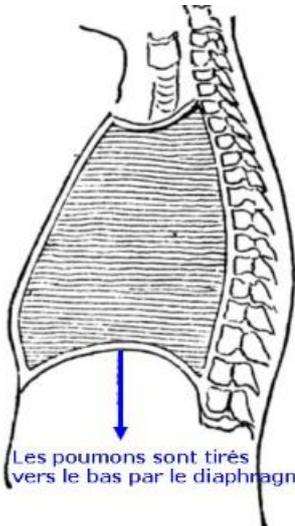
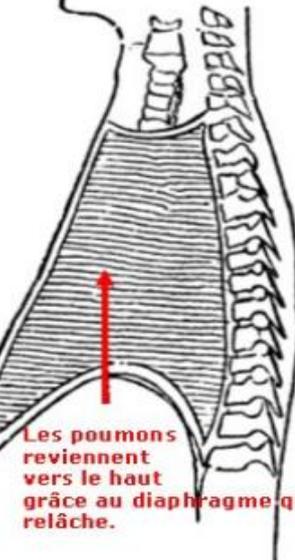
Figure 1.19 les muscles expiratoire.

### I.2.2 physiologie de l'appareil respiratoire

La ventilation pulmonaire ou respiration est un processus qui permet à l'air d'entrer et de sortir des poumons par les voies respiratoires dans le but de renouveler l'air alvéolaire. Ces conduits d'air permettent le passage de l'air jusqu'aux alvéoles.

La respiration permet l'échange de gaz entre l'atmosphère et la zone d'échange que sont les alvéoles pulmonaires. C'est-à-dire l'approvisionnement du sang en dioxygène mais aussi l'élimination du dioxyde de carbone de l'organisme par deux mécanismes, l'inspiration et l'expiration.

# Chapitre 1 : le monitoring et les paramètres étudiés.

<p>Ce que ce passe Lors d'une inspiration?</p> <ul style="list-style-type: none"><li>• La contraction des muscles intercostaux permet aux côtes et au sternum d'être tirés vers le haut.</li><li>• Le diaphragme se contracte, devient plat en s'abaissant et se raidit.</li><li>• La cage thoracique prend ainsi du volume.</li><li>• Les poumons prennent alors aussi du volume. En effet, puisque la plèvre est collée à la paroi interne de la cage thoracique, elle force les poumons à s'étirer.</li><li>• La pression à l'intérieur des poumons est alors plus petite que celle à l'extérieur.</li><li>• C'est pourquoi l'air se dirige vers les poumons. On inspire de l'air</li></ul> <p>Chaque inspiration permet l'entrée d'environ 0,5 L d'air.</p>	 <p>Les poumons sont tirés vers le bas par le diaphragme.</p>
<p>Ce que ce passe Lors d'une expiration?</p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Le relâchement des muscles intercostaux permet aux côtes et au sternum de redescendre.</li><li>• Le diaphragme se relâche, se courbe et remonte.</li><li>• La cage thoracique perd ainsi du volume.</li><li>• Les poumons ont alors un volume plus petit.</li><li>• La pression à l'intérieur des poumons est alors plus grande que celle à l'extérieur.</li><li>• C'est pourquoi l'air se dirige à l'extérieur des poumons. On expire de l'air.</li><li>• Lors d'une expiration, les poumons ne se vident pas complètement. Il restera toujours une petite quantité d'air appelée volume résiduel. On l'estime à environ 1,2 L.</li></ul>	 <p>Les poumons reviennent vers le haut grâce au diaphragme qui se relâche.</p>

## I.2.3 Les explorations fonctionnelles respiratoires

Les explorations fonctionnelles respiratoires (EFR) sont un ensemble d'examen médical permettant d'évaluer la capacité respiratoire et de mesurer le débit pulmonaire d'un patient.

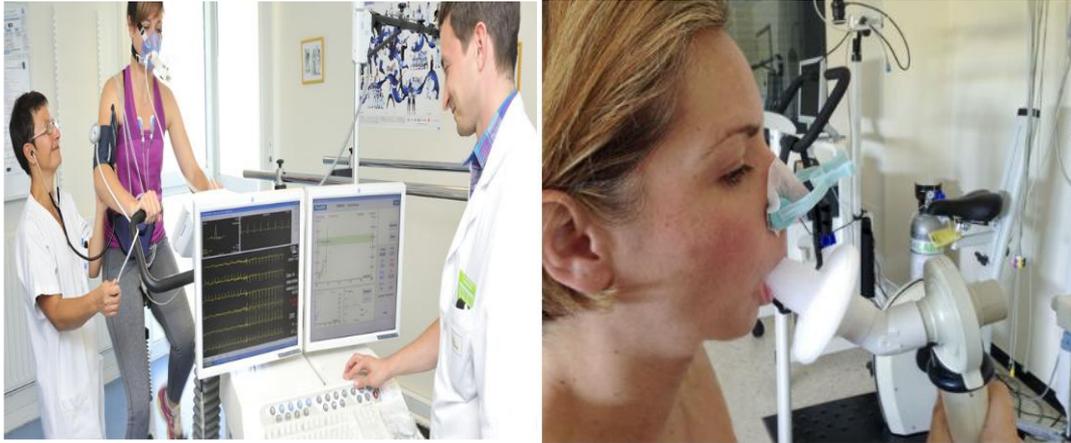


Figure 1.20 déroulement d'un examen d'exploration fonctionnelle respiratoire.

### I.2.3.1 Laspirométrie

La spirométrie est un test diagnostique courant et efficace, permet de mesurer les volumes pulmonaires dynamiques, aussi appelés mobilisables. C'est la plus ancienne des explorations fonctionnelles respiratoires et malgré de nombreux progrès réalisés dans le domaine de l'exploration fonctionnelle respiratoire, elle reste encore l'investigation de base. Parmi ces volumes pulmonaires dynamiques, les principaux sont la capacité vitale (CV) et le volume expiratoire maximal en une seconde (VEMS).

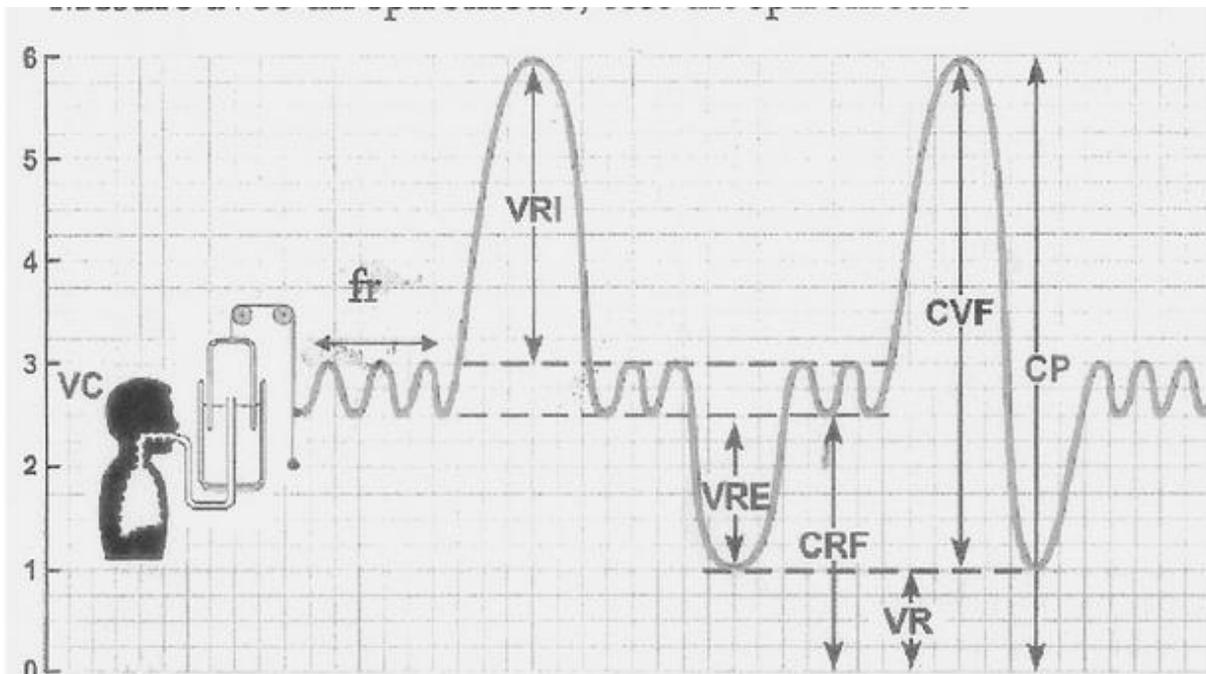


Figure 1.21 Volumes pulmonaires mesurés en spirométrie.

- Fréquence respiratoire moyenne au repos (FC, Fr) : 14/mn.
- Volume courant (VC) : Volume d'air inspiré et expiré à chaque respiration normale.  
VC moyen = 500 ml.
- $VC/\text{minute} = VC \times FC = 7 \text{ l} / \text{min}$ .

# Chapitre 1 : le monitoring et les paramètres étudiés.

---

- Volume de réserve inspiratoire (VRI) : Volume d'air supplémentaire inspiré après une inspiration normale. VRI = 2500 à 3000 ml.
- Volume de réserve expiratoire (VRE) : Volume d'air supplémentaire expiré après une expiration normale. VRE = 1000 à 1200 ml.
- Capacité vitale fonctionnelle (CVF) : Volume maximum d'air mobilisable. CV = 4000 à 4500 ml.
- Volume résiduel (VR) : Volume d'air restant après une expiration forcée. VR = 1000 à 1500 ml.
- Capacité pulmonaire totale (CP) :  $CP = CV + VR = 5000$  à 6000 ml.
- Capacité résiduelle fonctionnelle (CRF) : Volume d'air demeurant dans les poumons après une expiration normale. CRF = 2000 à 2500 ml.

## I.3 La température corporelle [13] [14]

La température est une notion intuitive qui prend naissance dans la sensation de chaud et de froid sans qu'il soit possible de "la mesurer ou de la repérer".

Cette notion subjective est inséparable de la notion de transfert d'énergie.

### I.3.1 Les différentes unités de température

La température est une grandeur intensive, qui peut être mesurée de deux façons différentes :

- À l'échelle atomique, elle est liée à l'énergie cinétique moyenne des constituants de la matière.
- Au niveau macroscopique, certaines propriétés des corps dépendant de la température (volume massique, résistivité électrique,) peuvent être choisies pour construire des échelles de température.

### I.3.2 Les échelles de température

La plus ancienne est l'échelle centésimale, attribuant arbitrairement les valeurs 0 et 100 degrés à la glace fondante et à l'eau bouillante, sous la pression atmosphérique normale. La température ainsi définie dépendant du phénomène choisi (la dilatation d'un fluide) pour constituer le thermomètre étalon, on utilise de préférence l'échelle Celsius, définie à partir de l'échelle Kelvin par :  $T(^{\circ}C) = T(K) - 273,15$ .

Cette dernière échelle, qui est celle du système international, ne dépend d'aucun phénomène particulier et définit donc des températures absolues. Le zéro absolu (-273,15 °C) a pu être approché à quelques millièmes de degrés près.

Les phénomènes physiques qui se manifestent aux très basses températures connaissent d'importantes applications (supraconductivité). Dans le domaine des hautes températures, les torches à plasma permettent d'atteindre 50 000 K et les lasers de grande puissance utilisés pour les recherches sur la fusion nucléaire contrôlée donnent, pendant des temps très brefs, des températures dépassant 100 millions de degrés.

# Chapitre 1 : le monitoring et les paramètres étudiés.

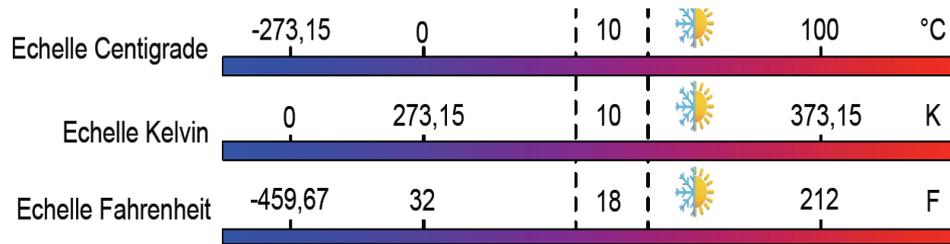


Figure1.22 les différentes échelles de température.

## I.3.3 Thermomètres

La sensibilité d'un thermomètre sera d'autant plus grande que la variation de volume du corps thermométrique sera plus considérable pour la même variation de température. Il semble donc que notre choix doive se porter sur le gaz : le thermomètre à gaz est, en effet, très sensible mais il est peu maniable.

Les solides se dilatent trop peu pour les variations de température qui nous intéressent. Notre choix se portera donc sur les liquides. Le thermomètre à liquides est facile à construire et à manipuler ; il est très sensible si la section de la tige est bien adaptée à la capacité du réservoir. Le liquide thermométrique le plus utilisé était le mercure parce que ce liquide se dilate de façon linéaire avec la variation de température et couvre une grande échelle de températures.

Ensuite on a utilisé l'alcool, mais actuellement on utilise les thermomètres électroniques parce qu'ils sont plus précis.

Un thermomètre se fabrique en soudant à l'une des extrémités d'un tube capillaire parfaitement cylindrique une ampoule dont la capacité est appropriée au diamètre et à la longueur du tube capillaire. Par diverses opérations, on remplit d'alcool le réservoir et une partie du tube capillaire, puis on fait le vide au-dessus de l'alcool avant de sceller le tube. L'instrument se présente alors comme un thermomètre ordinaire dépourvu de graduation.



Figure1.23 thermomètre.

## I.3.4 Capteurs de température

Il existe deux classes de capteurs de température qui sont:

- Les capteurs à contact : échange de chaleur entre le milieu et le capteur jusqu'à établissement de l'équilibre thermique.
- Les capteurs sans contact : basés sur la relation entre la température d'un corps et son rayonnement optique (infra-rouge ou visible).

## I.3.4.1 Les capteurs de température à contact :

### ✓ Thermomètres à résistance

Le conducteur est un élément métallique. On peut établir une relation bijective entre la résistance  $R$  et la température  $\theta$  et ainsi mesurer  $\theta$  en mesurant  $R$ . Cette relation est de la forme :

$$R = R_0(1 + a\theta + b\theta^2 + c\theta^3)$$

Avec  $\theta$  la température en °C,  $R_0$  la résistance à 0 °C,  $a$ ,  $b$  et  $c$  des coefficients positifs, spécifiques au métal.

### ✓ Thermistances

On mesure la résistance de semi-conducteurs, agglomérés d'oxydes et de sels métalliques. On les appelle aussi :

- CTN (coefficient thermique négatif) car leur résistance diminue avec la température. Elles sont d'une très grande sensibilité.
- CTP (coefficient thermique positif) car leur résistance augmente avec la température.

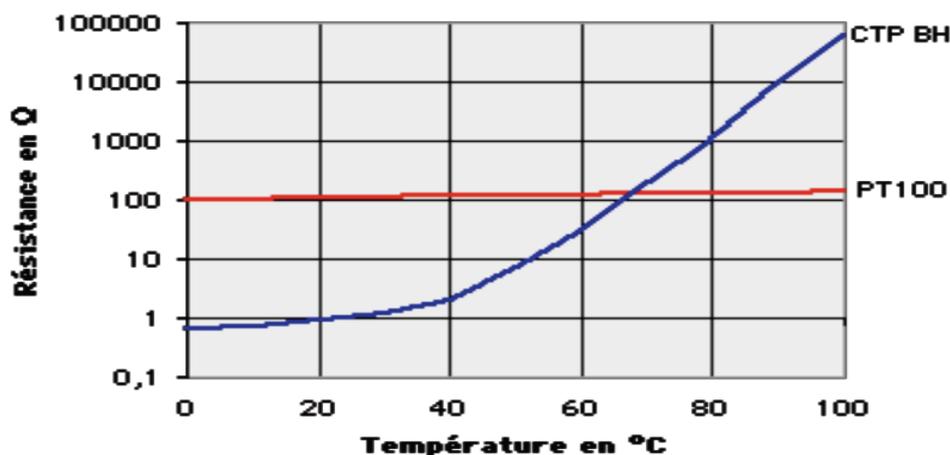


Figure 1.24 la variation de résistance en fonction de la température.

### ✓ Thermocouples

Sont les phénomènes thermoélectriques dans les chaînes de conducteurs métalliques ou semi-conducteurs décrivent les conversions d'énergie qui s'opèrent en leur sein, effet Joule mis à part, entre énergie d'agitation thermique et énergie électrique des charges en mouvement. À la jonction de deux conducteurs A et B différents mais à la même température, s'établit une différence de potentiel qui ne dépend que de la nature des conducteurs et de leur température  $\theta$ .

## I.3.4.2 Les capteurs de température sans contact

### ✓ Les pyromètres optiques

La pyrométrie optique est une méthode de mesure de la température basée sur la relation entre la température d'un corps et le rayonnement optique (infrarouge ou visible) que ce corps émet.

Les capteurs utilisés sont donc des capteurs optiques, photo-électriques ou thermiques. L'intérêt de la pyrométrie optique est de permettre la détermination d'une température sans contact avec l'objet ; c'est donc une méthode appropriée quand les conditions expérimentales n'autorisent pas l'utilisation de capteurs thermométriques classiques :

- Température très élevée (supérieure à 2000 °C) ;
- Mesures à distance ;
  - Environnement très agressif ;
  - Pièce en mouvement ;
  - Localisation des points chauds.

## I.3.5 La température corporelle [15]

Chez l'humain, la température corporelle normale moyenne est de 37 °C (entre 36,5 °C et 37,5 °C selon les individus). La fièvre est définie par une température rectale au repos supérieure ou égale à 38,0 °C. Une fièvre au-delà de 40 °C est considérée comme un risque de santé majeur et immédiat, particulièrement chez les jeunes enfants. Lorsque la fièvre est modérée, entre 37,7 °C et 37,9 °C, on l'appelle fébricule.

### I.3.5.1 Mesure de la température corporelle

Il n'existe pas de définition précise universellement admise de la fièvre notamment du fait de difficultés concrètes de mesure en situation clinique (la température mesurée dépend du moment de la journée, de la proximité d'un repas, de caractéristiques environnementales). Cependant, le Brighton Collaboration Fever Working Group s'accorde à la définir en 2004 comme relevant d'une température corporelle supérieure ou égale à 38 °C, et ce quelles que soient les modalités de mesure, l'âge ou les conditions environnementales. L'organisation mondiale de la santé de son côté, considère comme fiévreuse une température axillaire supérieure ou égale à 37,5 °C.

La température corporelle se mesure à l'aide d'un thermomètre médical. Suivant le placement de celui-ci, on parle de :

- température buccale : thermomètre placé dans la bouche (la méthode la plus courante dans les pays anglo-saxons, sauf pour les jeunes enfants).
- température rectale : bout du thermomètre placé dans le rectum via l'anus (la méthode la plus précise, traditionnellement conseillée pour les jeunes enfants).

# Chapitre 1 : le monitoring et les paramètres étudiés.

---

- température axillaire : sous le bras. Cette mesure est moins précise que la mesure rectale. Selon les sources, la température axillaire est entre 0,5 °C et 0,9 °C de moins que température rectale. Le CHU de Rouen ajoute systématiquement 0,9 °C à la mesure par thermomètre axillaire électronique.
- température tympanique : mesure infrarouge de la température du tympan.

La température buccale et la température axillaire étant moins élevées que la température rectale, prise comme référence, des corrections doivent être appliquées (+0,5 °C pour la buccale, +0,8 °C pour l'axillaire).

## I.4 La Saturation pulsée en oxygène

Pour les patients à risque d'insuffisance respiratoire, Il est important de surveiller l'efficacité mutuelle des gaz dans les poumons, C'est-à-dire comment l'oxygénation artérielle est effectuée.

Le corps humain a besoin d'oxygène afin d'assurer son fonctionnement normal. Mais il ne suffit pas d'avoir un bon système d'échange au niveau des poumons pour que les cellules reçoivent l'oxygène dont elles ont besoin. Il faut également un système de transport pour l'amener à bon port. Ce rôle de transport est dévolu aux globules rouges, qui représentent les éléments les plus nombreux dans le plasma sanguin : environ 5 à 6 millions par millimètre cube de sang. Ils sont composés à 33% par une protéine appelée hémoglobine Hb.

Chaque molécule d'hémoglobine porte quatre atomes de fer, qui peuvent chacun se lier à une molécule d'oxygène. Si on fait le calcul : 300 millions de molécules d'hémoglobine sur chaque globule rouge, quatre molécules d'oxygène pour chaque molécule d'hémoglobine → environ un milliard deux cent mille molécules d'oxygène pour chaque globule rouge.

Lorsque l'oxygène se lie au fer, le globule rouge est « chargé » en oxygène et prend une couleur rouge vif. On parle d'oxyhémoglobine (oxygène + hémoglobine → HbO<sub>2</sub>).

En résumé, les globules rouges sont les bus qui vont transporter l'oxygène à bon port. Le saturomètre est l'appareil qui va servir à mesurer le taux de remplissage de ces bus et donc l'oxygénation adéquate des tissus. Cette explication casse l'illustration souvent apportée qui consiste à dire que sur 100 globules rouges, 98 sont chargés en hémoglobine pour une SpO<sub>2</sub> à 98%. C'est chaque globule rouge (hématie) qui est chargé à 98%.

Il y a deux abréviations à ne pas confondre :

- SpO<sub>2</sub> : C'est la saturation de l'hémoglobine en oxygène par oxymétrie de pouls. Le « p » signifie saturation pulsée.
- SaO<sub>2</sub> : Mesure de la saturation de l'hémoglobine par prélèvement de sang artériel. Cette seconde technique nécessite un acte pratiqué par un médecin ou un infirmier.

Les appareils sont le plus souvent appelés « saturomètres », mais on peut également trouver les appellations oxymètres de pouls, ou sphygmo-oxymètres. Les valeurs de ces mesures s'expriment en pourcentage. [16]

# Chapitre 1 : le monitoring et les paramètres étudiés.

## I.4.1 Principe physique de l'oxymètre de pouls

Le principe physique sur lequel a été développé l'oxymètre repose sur le fait que la couleur du sang dépend de la quantité d'hémoglobine saturée avec l'oxygène. Il existe donc deux types d'hémoglobines soit l'hémoglobine saturée (oxyhémoglobine) (figure 39) de couleur rouge clair et l'hémoglobine non saturée (désoxyhémoglobine) de couleur bleutée. Le capteur que l'on met en contact avec la peau contient deux diodes qui émettent deux longueurs d'onde différentes soit 660 nm (Rouge) et 940 nm (Infra rouge). [17]

Le principe de fonctionnement des appareils de mesure repose sur l'émission de deux lumières (rouge et infrarouge), et de la mesure de leur absorption par le flux pulsatile du sang :

- L'oxyhémoglobine absorbe plus de lumière infrarouge et laisse passer plus de lumière rouge.
  - La déoxyhémoglobine absorbe plus de lumière rouge et laisse passer plus de lumière infrarouge.
- La partie non absorbée est recueillie par le capteur photoélectrique et analysée. L'analyse est effectuée suivant la valeur d'absorption de l'oxyhémoglobine et de la déoxyhémoglobine.

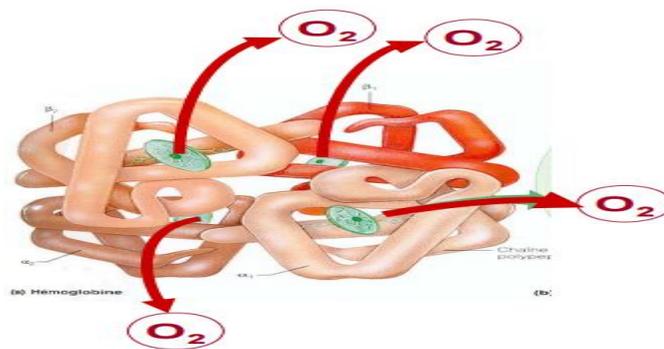


Figure 1.25 positions d'O<sub>2</sub> sur l'hémoglobine.

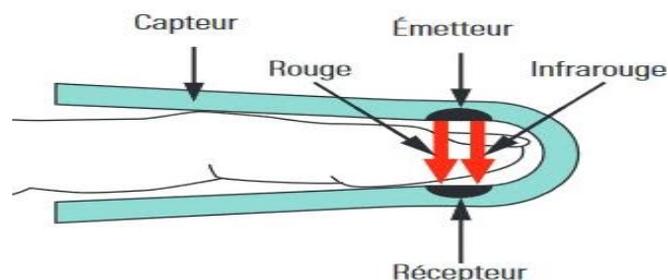


Figure 1.26 Principe de fonctionnement de l'oxymétrie de pouls (Emission/Réception).

Les appareils de mesure fonctionnent selon deux principes :

- La pléthysmographie : qui utilise l'absorption des ondes lumineuses pour reproduire les ondes émises par le sang pulsatif.
- La spectrophotométrie : qui mesure l'absorption de la lumière à travers les substances à certaines longueurs d'ondes.

## I.4.1.1 Photopléthysmographie (PPG)

Le principal avantage de capteurs optiques pour des applications médicales, c'est leur sécurité intrinsèque, car il n'y a pas de contact électrique entre le patient et l'appareil. Diverses techniques optiques sont utilisées pour surveiller les paramètres physiologiques comme par exemple, la technique de Vélocimétrie Laser Doppler pour mesurer la vitesse des globules rouges, ou encore la photopléthysmographie. C'est au fait à cette dernière technique qu'on s'intéresse dans notre projet. La technique est exploitée pour réaliser un dispositif pour la mesure de la saturation en oxygène. [18]

La photopléthysmographie est devenue une technique d'exploration fonctionnelle respiratoire et cardiovasculaire non invasive permettant de diagnostiquer des affections telles que la tachycardie ventriculaire qui est souvent secondaire à un infarctus du myocarde ou une lésion de fibrose dans une cardiomyopathie. Souvent une tachycardie est causée par une hypoxémie qui est la diminution de la quantité d'oxygène transportée dans le sang. La pression artérielle en O<sub>2</sub> diminue.

La photopléthysmographie est une méthode optique qui permet de prélever le signal photopléthysmographique PPG (figure 24). Ce tracé découle de la modification de l'atténuation de l'énergie lumineuse transmise par les tissus sur lesquels la lumière a été appliquée [19].

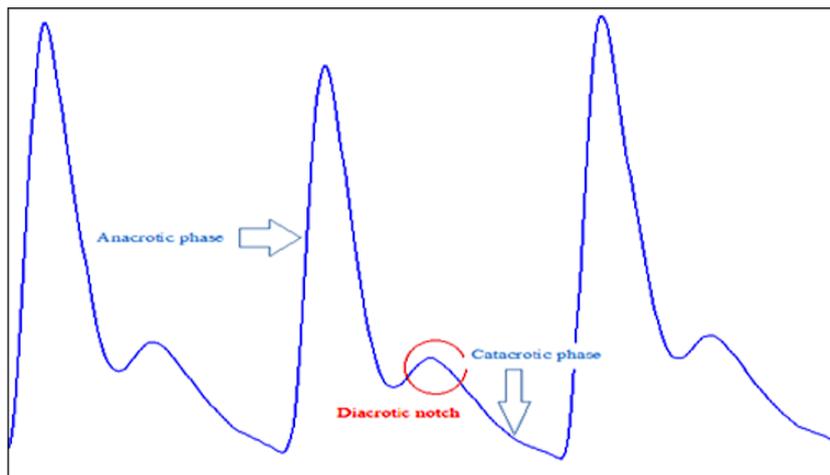


Figure1.27 le signal photopléthysmogramme.

La méthode consiste à mettre (doigts, lobe de l'oreille,...), dans une pince qui contient d'un côté deux LED (deux diodes électroluminescentes Rouge et Infrarouge) qui émettent la lumière vers le site de mesure sur lequel on applique une vasodilatation, ainsi un photo détecteur placé à l'autre côté pour recevoir la lumière traversée. Le transmet au moniteur qui l'analyse et restitue une valeur de SpO<sub>2</sub> et une courbe de pléthysmographie. [20]

## I.4.1.2 Spectrophotométrie percutanée et la composante pulsatile

Le principe de base de l'oxymétrie de pouls relève de la spectrophotométrie percutanée et de la loi de Beer-Lambert, c'est-à-dire que l'on utilise les propriétés de réflexion de la lumière de molécules pour mesurer la concentration d'entités chimiques dans un environnement liquide ou gazeux. La loi de Beer-Lambert relie la concentration d'un soluté à l'intensité de la lumière transmise à travers une solution, Elle est donnée par la formule suivante :

# Chapitre 1 : le monitoring et les paramètres étudiés.

$$(A = -\log(I/I_0) = \epsilon \cdot C \cdot l) \text{ [18]}$$

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

La concentration d'une substance peut donc être déterminée en mesurant l'absorption d'une longueur d'onde spécifique avec un coefficient d'extinction connu à travers une épaisseur connue. Lorsque l'on applique ce principe à l'oxygénation relative des molécules d'Hb, on parle d'oxymétrie. Quand l'oxymétrie est appliquée à du sang artériel (pulsatile), on parle d'oxymétrie de pouls. De manière similaire, on parle de capnométrie quand ce principe est appliqué à la concentration de CO<sub>2</sub> dans un gaz. Nous savons que l'Hb absorbe la lumière, ce qui nous permet d'enregistrer les variations de cette absorption. Ceci se matérialise sous la forme d'une onde de pléthysmographie significative. Ceci va conduire à la possibilité d'envisager un calcul de la quantité d'hémoglobine. Les oxymètres non invasifs mesurent les quantités de lumière transmises à travers un tissu, ou réfléchies par lui. Avec cette méthode, l'estimation précise de la SaO<sub>2</sub> implique plusieurs problèmes techniques. De nombreux corps sont d'abord susceptibles d'absorber la lumière sur son trajet, autres que l'hémoglobine artérielle (peau, tissus mous, sang et capillaires). L'oxymètre de pouls tient compte de l'absorption de la lumière par les tissus, et par le sang veineux, en estimant que le seul sang artériel est pulsatile (figure 25). [21] L'oxymétrie de pouls utilise les propriétés de réflexion de l'hémoglobine au sein de la composante pulsatile du sang artériel.

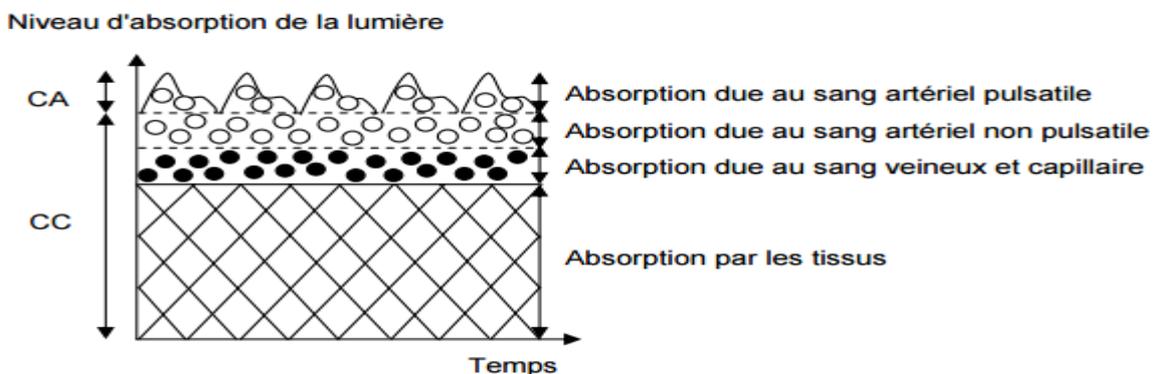


Figure 1.28 Représentation simplifiée de l'absorption de la lumière par les tissus vivants ; le sang artériel (composante alternative ca) est le seul composant pulsatile, le composant continu cc étant la somme de toutes les absorptions non pulsatiles.

## I.4.1.3 Système à deux longueurs d'onde [21]

Le fait que l'Hb et l'HbO<sub>2</sub> absorbent la lumière différemment suggère la possibilité d'utiliser l'absorption de la lumière pour calculer in vivo la SaO<sub>2</sub>. Un système à deux longueurs d'ondes peut donc être envisagé à cette fin. Le sang contient habituellement quatre formes d'hémoglobine : l'oxyhémoglobine (HbO<sub>2</sub>), l'hémoglobine réduite (Hb), la méthémoglobine (HbMet) et la carboxyhémoglobine (HbCO). Mises à part des situations pathologiques, la méthémoglobine et la carboxyhémoglobine ne sont présentes qu'à des concentrations faibles. Comme les définitions initiales de la saturation de l'hémoglobine en oxygène reposaient sur la mesure de la saturation en

# Chapitre 1 : le monitoring et les paramètres étudiés.

oxygène du sang artériel (SaO<sub>2</sub>), elles ne prenaient en compte que les deux types d'hémoglobine jouant un rôle dans le transport en oxygène, à savoir HbO<sub>2</sub> et Hb, ce qui a permis de définir la saturation fonctionnelle:

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

La mise au point d'oxymètres de laboratoire a rendu possible la mesure des quatre formes d'hémoglobine et a donc permis de déterminer le pourcentage de chacune de ces formes dans l'hémoglobine totale, et donc la saturation réelle :

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

Les principes de base semblent simples mais un certain nombre de problèmes se posent dans l'optique de la réalisation d'un appareil utilisable en clinique. L'utilisation de deux longueurs d'onde permet de différencier hémoglobine réduite et oxyhémoglobine. L'hémoglobine réduite absorbe plus de lumière dans le rouge (660 nm) que l'oxyhémoglobine. L'oxyhémoglobine absorbe plus dans l'infrarouge (940 nm);(Figure 26). On utilise donc un système à deux longueurs d'onde qui permet de différencier Hb et HbO<sub>2</sub>.

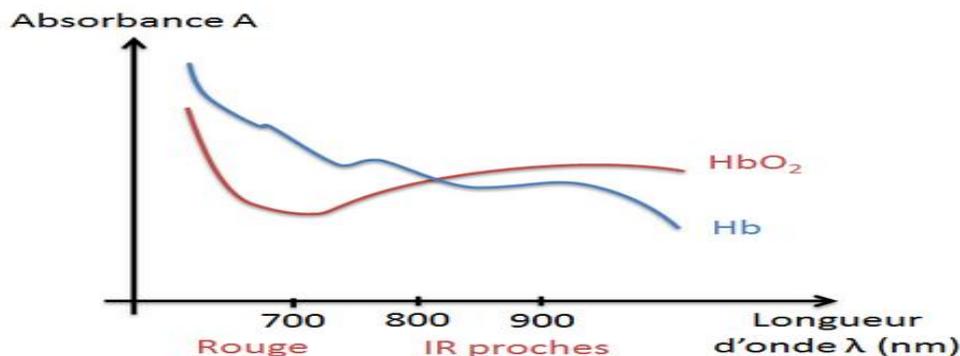


Figure 1.29 Absorption de la lumière par l'Hb et l'HbO<sub>2</sub>.

## I.4.1.4 La mesure pratique de la saturation

On désigne par SaO<sub>2</sub> et SpO<sub>2</sub> la détermination de la saturation de l'Hb en oxygène respectivement par analyse des gaz du sang et par oxymétrie de pouls. L'oxymètre de pouls estime la SaO<sub>2</sub> en quantifiant les signaux pulsatiles après traversée des tissus de lumière de deux longueurs d'onde différentes, en utilisant la composante constante de l'absorption (celle générée par tout ce qui n'est pas le sang artériel) pour chaque longueur d'onde, dans le but de normaliser les signaux. Puis, il calcule le rapport entre ces deux signaux normalisés et fait correspondre ce rapport à la saturation artérielle en oxygène en utilisant un algorithme empirique. [22]

L'oxymètre de pouls commence par mesurer la composante « alternative » (CA) de l'absorption (absorption de la lumière par le sang artériel pulsatile) pour chacune des deux longueurs d'onde, puis il divise la valeur obtenue par la composante « continue » (CC) qui lui correspond (absorption de lumière par les tissus, y compris les sangs veineux et capillaire, ainsi que la fraction du débit artériel qui n'est pas pulsatile) pour obtenir un niveau d'absorption « relatif au pouls » qui est indépendant de l'intensité de la lumière incidente. L'oxymètre calcule alors le rapport R de ces absorptions relatives, qui sont liées à la SaO<sub>2</sub> par une formule empirique :

$$R = (\text{ca}660/\text{cc}660) / (\text{ca}940/\text{cc}940).$$

# Chapitre 1 : le monitoring et les paramètres étudiés.

La valeur de la saturation est donnée par  $SaO_2 = 100 - 2.5R$ , selon la courbe empirique donnée sur la (figure27).

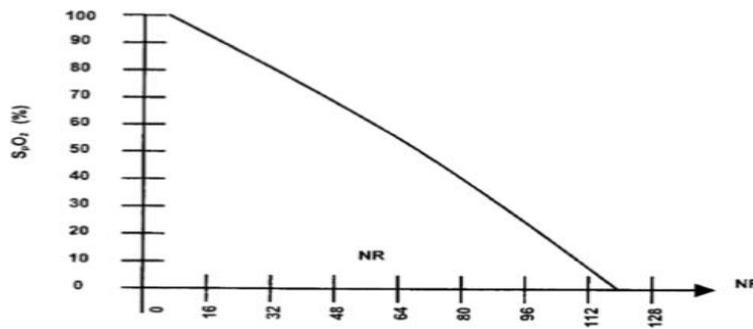


Figure 1.30 Courbe empirique pour la mesure de la saturation.

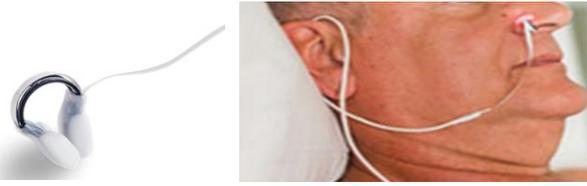
A titre de bilan, un système à deux longueurs d'onde peut être utilisé si les conditions suivantes sont admises : la lumière traverse le sang artériel, il n'y a pas de quantité significative d'un autre type d'Hb. [18]

## I.4.2 Le capteur

Il en existe différents modèles pour satisfaire tous les usages. Ceux que l'on utilise le plus fréquemment se fixent au niveau de l'extrémité distale des doigts. Il existe aussi des modèles pour le lobe de l'oreille, le front, le nez, les orteils et même pour le compartiment intra vasculaire. Il existe deux types de capteurs possibles:

- A usage unique : Les capteurs à usage unique ne peuvent pas être réutilisés sur d'autres patients. Ils peuvent cependant être réutilisés/repositionnés sur le même patient.
- Réutilisables : Ces capteurs peuvent être utilisés successivement sur différents patients après avoir été désinfectés.

Les différents types de capteur : [17]

Capteur digital (adulte - réutilisable)	Capteur oreille (adulte – réutilisable)
	
	
Capteur digital (nouveau-né – usage unique)	Le capteur nasal (à usage unique) mesure la saturation artérielle en oxygène au niveau de l'aile du nez.

# Chapitre 1 : le monitoring et les paramètres étudiés.

---

## Conclusion

L'étude menée dans ce premier chapitre nous permet de connaître des notions générales sur le fonctionnement des moniteurs de surveillance multiparamétrique et son importance dans les hôpitaux et les unités de soins intensifs.

En outre, une étude détaillée sur les paramètres vitaux les plus importants a été faite pour avoir les connaissances de base sur ces paramètres qui vont faire l'objet d'être recueillis par des circuits électroniques proposés et étudiés dans le chapitre suivant.

# Chapitre 2

## Schéma synoptique et principe de fonctionnement

### Introduction :

Dans ce chapitre, nous allons étudier les différents blocs de notre système nécessaires pour la détection des paramètres physiologiques.

Comme décrit précédemment, notre système se compose de trois sous-systèmes : L'électrocardiographe (avec l'extraction du signal de la respiration), le Photoplethysmographe et la température.

La détection de ces paramètres nécessite des circuits électroniques de mise en forme constituée principalement par des étages d'amplification et de filtrage, et d'une partie d'acquisition de données réalisées à base d'une carte universelle Arduino Uno.

### I. Schéma bloc de système

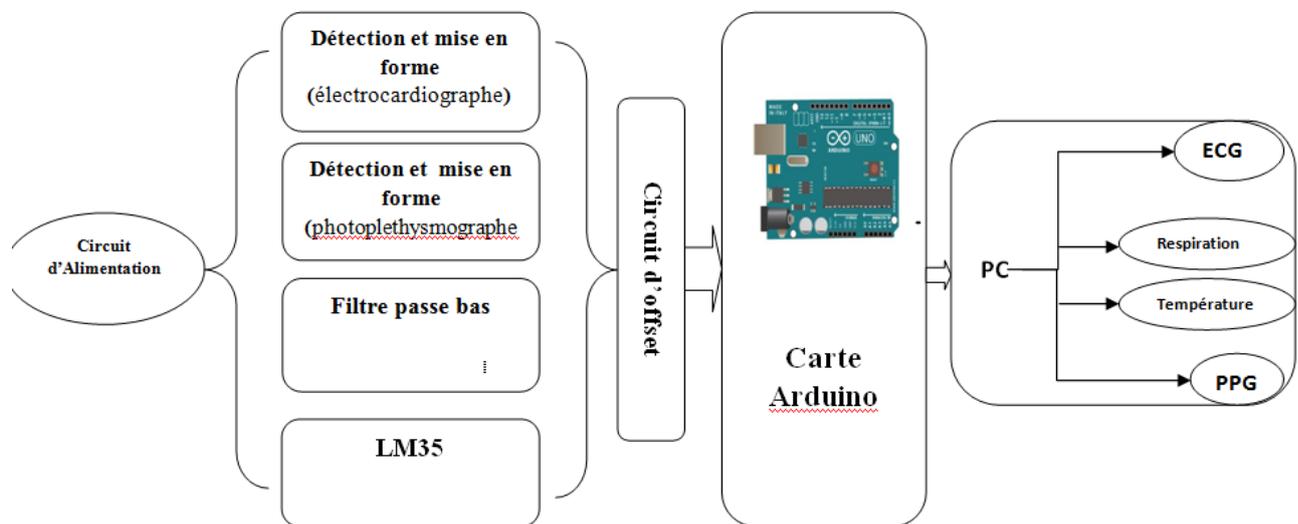


Figure 2.1 schéma synoptique de dispositif.

La figure 2.1 illustre un schéma général de notre circuit de monitoring et de surveillance. La réalisation de ce schéma bloc nécessite :

- ✓ Des circuits de détection et de mise en forme du signal ECG (avec un filtrage pour l'extraction de la respiration).
- ✓ Des circuits de détection et de mise en forme du signal PPG.
- ✓ Un capteur de température (LM35).
- ✓ Un circuit d'acquisition (circuit d'offset avec la carte d'Arduino).
- ✓ Un circuit d'alimentation

## II. Etude et réalisation du dispositif

### II.1 Circuit d'alimentation

Les composants utilisés dans notre projet ont été choisis de façon à ce qu'ils s'alimentent par la même tension.

A cet effet, Une alimentation de 5V et de -5V a été réalisée en utilisant deux circuit régulateurs de référence 7805 et 7905 respectivement.

Le circuit est illustré sur la figure 2.2 suivante :

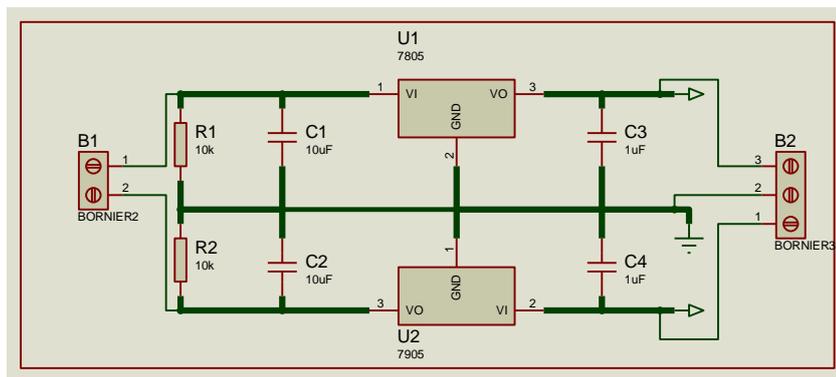


Figure 2.2 schéma électrique de circuit d'alimentation.

### II.2 Etude et réalisation de l'électrocardiogramme

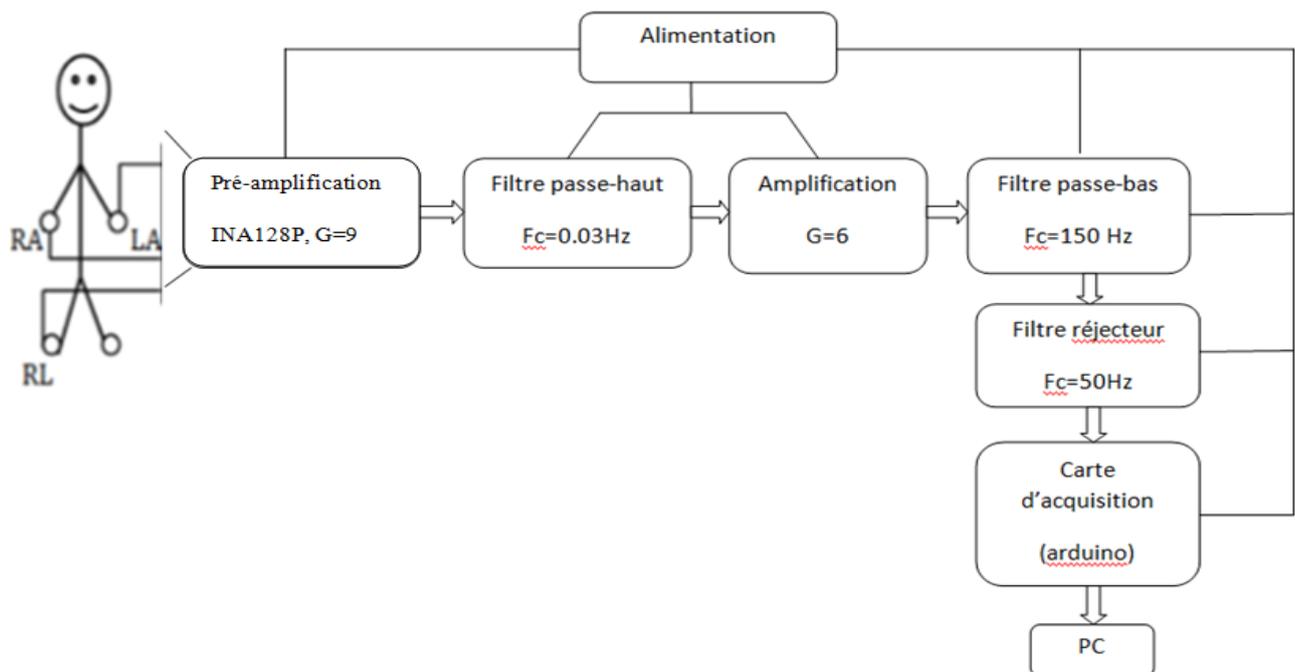


Figure 2.3 Schéma bloc de l'électrocardiogramme.

### II.2.1 Les électrodes d'ECG [23]

L'électrode est le premier élément de la chaîne de mesure. Les électrodes d'ECG peuvent être disposées sur différents endroits sur le corps. Ces endroits sont standardisés et sont connus par dérivations. Il existe douze dérivations standards (6 des membres et 6 précordiales).

Dans cette réalisation, le signal ECG sera enregistré en utilisant seulement les dérivations périphériques standards d'Einthoven (DI, DII et DIII). Par exemple, pour la dérivation DII deux électrodes doivent être placées sur les bras gauche et droit en plus d'une troisième électrode (électrode de référence) placée sur pied droit.

Cependant pour assurer une bonne détection de l'ECG, les électrodes doivent s'adapter au milieu biologique, sans initier des réactions nuisibles pour les tissus excitables avec lesquels elles sont supposées maintenir un contact permanent, aussi de la sécurité et du confort du patient. De plus, elles doivent posséder une bonne résistance mécanique pour ne pas céder une fois fixées.

Il existe trois types différents d'électrodes peuvent être utilisés :

#### II.2.1.1 Electrodes adhésives jetables à usage unique :

Les électrodes adhésives sont des électrodes jetables qui sont jetées immédiatement après utilisation. Ces électrodes hygiéniques sont particulièrement appréciées parce qu'elles sont faciles à appliquer et éliminent de manière fiable les risques de contamination croisée et de transmission d'infections. Sur le côté face au patient se trouve l'électrode, entourée d'une surface adhésive. On applique souvent du gel sur l'électrode, ce qui assure une bonne transmission du signal. Les électrodes adhésives comprennent également les électrodes ECG Biotabs, qui, contrairement aux électrodes adhésives conventionnelles, ne sont pas raccordées à un adaptateur à bouton-poussoir mais à des fiches crocodiles ou universelles. Les électrodes adhésives sont surtout utilisées pour les dérivations précordiales, mais peuvent aussi être utilisées pour la dérivation des extrémités si nécessaire.



Figure2.4 Electrodes adhésives jetables à usage unique.

#### II.2.1.2 Electrodes pinces membres pour les dérivations des extrémités :

Les électrodes pinces membres sont utilisées exclusivement pour la dérivation des extrémités. Les électrodes ECG réutilisables sont fixées aux poignets et aux chevilles à l'aide d'une fiche banane ou d'un adaptateur à bouton-poussoir. Tout comme les électrodes d'aspiration et les

## Chapitre 2 : Schéma synoptique et principe de fonctionnement

électrodes adhésives, les électrodes pinces membres sont également disponibles en différentes tailles pour adultes ou enfants.



Figure 2.5 Electrodes a pinces.

### II.2.1.3 Electrodes à ventouse adhèrent par pression négative :

Les électrodes à ventouse sont des électrodes ECG réutilisables équipées d'une bille en caoutchouc générant une pression négative. Cette pression négative permet aux électrodes d'avoir une prise suffisante sur la peau du patient. Les électrodes à ventouse sont utilisées pour les dérivations précordiales, la qualité du signal est augmentée par l'utilisation de matériaux de contact tels que le gel ECG ou la crème d'électrode.



Figure 2.6 Les électrodes à ventouse.

Dans notre projet, nous avons utilisé les électrodes à pince pendant la phase de test de circuit (pour un meilleur contact entre la peau et l'électrode, on utilise un gel qui augmente la conduction électrique).

Les électrodes adhésives jetables à usage unique ont été utilisés une fois notre circuit fini pour avoir un ECG de meilleure qualité.

## II.2.2 Circuit de mise en forme d'ECG

### II.2.2.1 Préamplificateur

L'amplificateur d'instrumentation sert à amplifier les faibles différences de potentiels entre les différents membres du corps (LA, RA, LL). Grâce à son taux de rejet de mode commun très

## Chapitre 2 : Schéma synoptique et principe de fonctionnement

élevé, il permet de minimiser au maximum la tension de mode commun pour avoir un signal d'une bonne qualité.

Dans notre réalisation le choix est porté sur l'AD620 comme déjà décidé auparavant. Mais nous avons rencontrés des problèmes lors de la détection de signal ECG et afin de ne pas perdre plus de temps, nous l'avons changé par l'INA128P qui nous donner de meilleurs résultats.

L'INA128P est un amplificateur d'instrumentation faible puissance, pour un usage général qui offre une excellente précision. L'amplificateur opérationnel Versatile offre une conception et une petite taille qui le rendent idéal pour un large éventail d'applications. Circuit d'entrée avec courant de rétroaction qui fournit une large bande passante, même avec un gain élevé (200 kHz à  $G=100$ ). Une résistance externe simple ajuste le gain de 1 à 10 000. L'INA128P fournit une équation de gain au standard de l'industrie. Le INA128P est ajusté au laser pour une avoir une tension d'offset très basse ( $50\mu\text{V}$ ), une dérive de  $0.5\mu\text{V}/^\circ\text{C}$  et une haute réjection en mode commun (120 dB à  $G \geq 100$ ). Il fonctionne avec une alimentation aussi basse que  $\pm 2.25\text{V}$  et un courant de repos de seulement  $700\mu\text{A}$  - idéal pour les systèmes à piles. Protection d'entrée interne capable de supporter jusqu'à  $\pm 40\text{V}$  sans dommage. [Voir l'annexe INA128P]

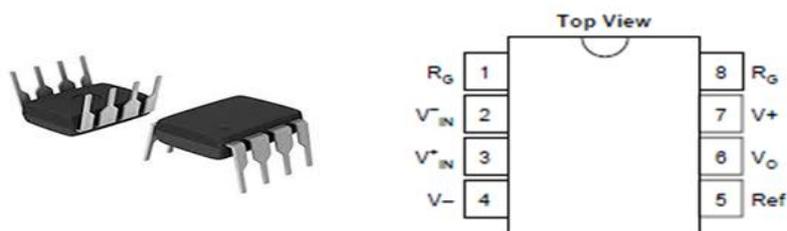


Figure 2.7 Amplificateur d'instrumentation INA128P.

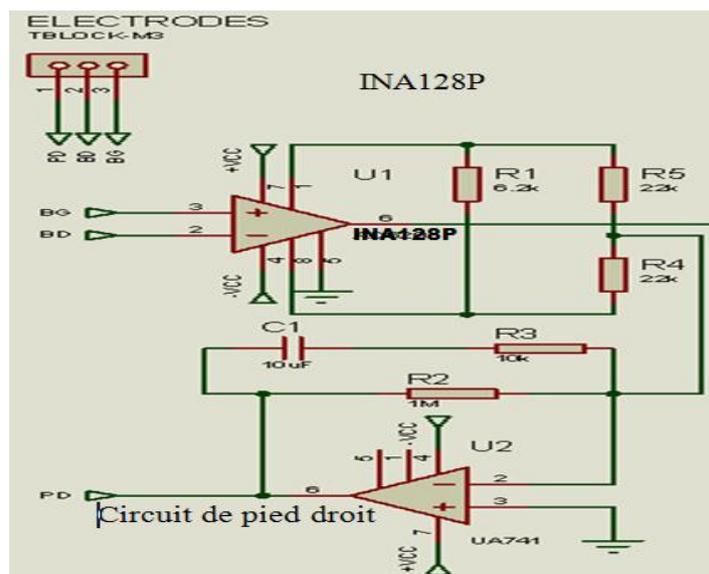


Figure 2.8 Schéma du circuit de Préamplificateur.

## Chapitre 2 : Schéma synoptique et principe de fonctionnement

Concernent le circuit de pied droit : Dans divers électrocardiogramme modernes, l'électrode de pied droit n'est pas directement fixée à la terre. Au lieu de cela, il est connecté à la sortie supplémentaire de l'amplificateur auxiliaire, qui agit comme un amplificateur inverseur (figure 2.8).

Ce circuit fournit également une bonne protection électrique au patient. En cas de tension anormale entre le patient et la terre, l'amplificateur est saturé afin d'isoler le patient qui sera mis à la terre par des résistances  $R2 = 1M$  et  $R3 = 10k \Omega$  et un condensateur de  $10\mu F$ .

### II.2.2.2 Filtre passe-haut

Ce filtre permet de supprimer les bruits de basse fréquence au niveau de signal ECG dû aux mouvements de la respiration et des électrodes qui se traduit par une dérive de la ligne de base du ce signal. La fonction de transfert  $H(j\omega)$  de ce filtre est donnée par :

$$H(j\omega) = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{j\omega RC}{1+j\omega RC}$$

La fréquence de coupure de ce filtre est :  $F_c = \frac{1}{2\pi RC}$

Donc pour  $C = 1000\mu F$  et  $R = 5,6k\Omega$

$$F_c = \frac{1}{2\pi \cdot 1000 \cdot 5,6 \cdot 10^{-3}} = 0,03 \text{ Hz}$$

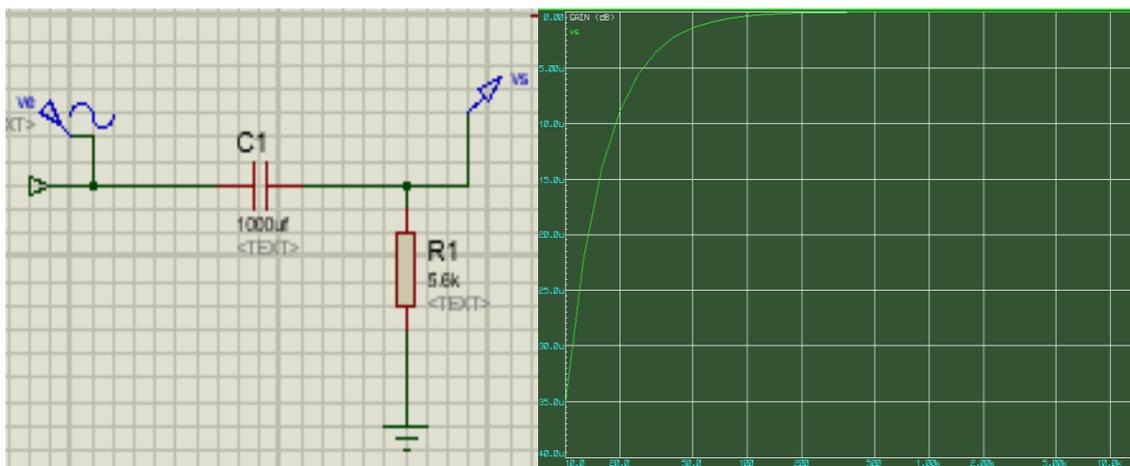


Figure 2.9 (a) circuit de simulation et (b) son tracé de Bode du montage.

Selon le diagramme de Bode, les valeurs sélectionnées correspondent avec la fréquence de coupure choisie.

### II.2.2.3 Amplification

Après l'opération du filtrage qui provoque une atténuation du signal au niveau de son amplitude, il est nécessaire d'ajouter une deuxième étape d'amplification.

Un simple amplificateur non inverseur est réalisé en utilisant l'amplificateur opérationnel UA741.

Le circuit est illustré dans la Figure 2.10

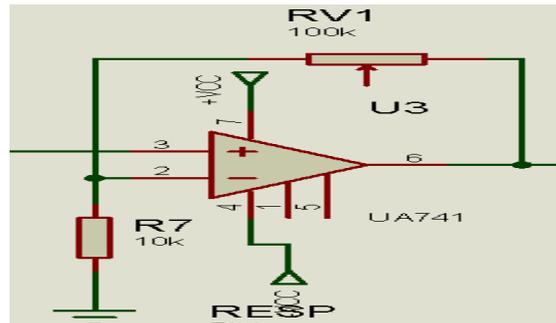


Figure2.10 Montage d'un amplificateur non-inverseur.

Le potentiomètre placé entre les deux branches 2-6 permet d'ajuster le gain. Ce dernier, est donné comme suit :

$$G = \frac{V_s}{V_e} = \frac{R_3 + R}{R_3} = \frac{10 + 50}{10} = 6$$

### II.2.2.4 Filtre passe-bas

Nous avons choisi un filtre de type RC pour éliminer tous les bruits de haute fréquence et sa fonction de transfert est donnée par :

$$H(j\omega) = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{1}{1 + j\omega RC}$$

La fréquence de coupure de ce filtre est :  $F_c = \frac{1}{2\pi RC}$

Donc pour  $C = 1\mu\text{F}$  et  $R = 1\text{k}\Omega$

$$F_c = \frac{1}{2\pi \cdot 10^{-3}} = 150\text{Hz}$$

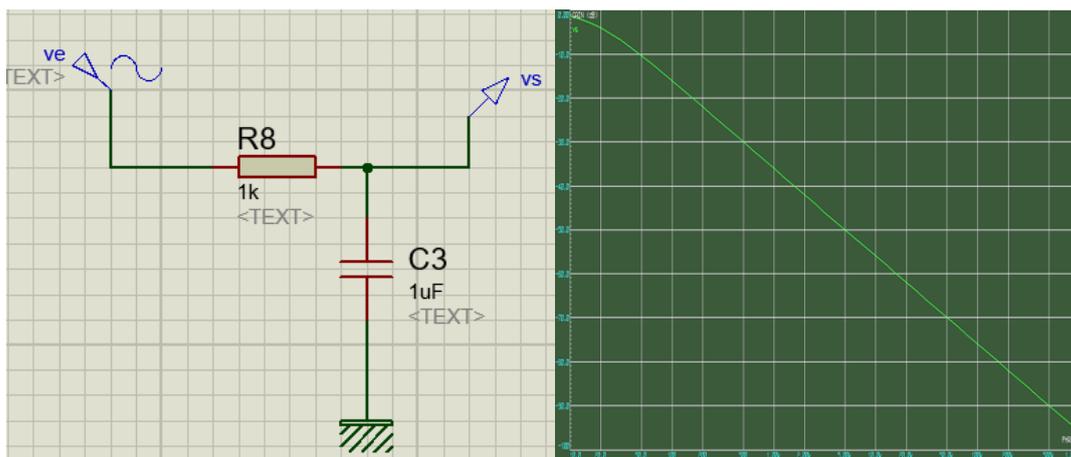


Figure2.11 à gauche : circuit de simulation. A droite : le tracé de Bode du montage.

## Chapitre 2 : Schéma synoptique et principe de fonctionnement

### II.2.2.5 Filtre réjecteur ou coupe-bande

Ce filtre est utilisé pour supprimer le bruit de secteur de 50Hz, il est de structure suivant :

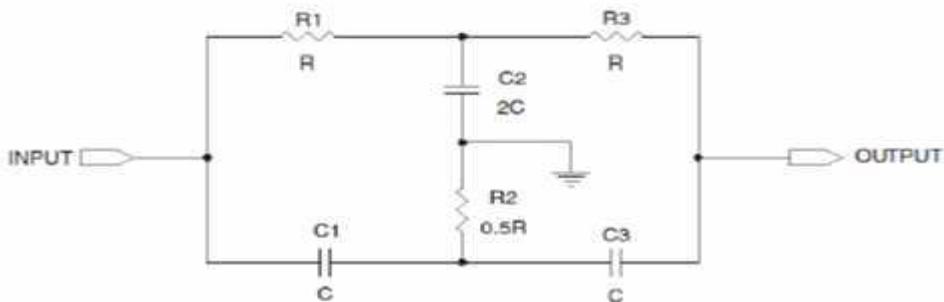


Figure2.12 Structure d'un filtre coupe-bande.

La fréquence de coupure de ce filtre est :  $F_c = \frac{1}{2\pi RC}$

Et pour cette structure on a les différents composants comme suite :

$$R_9 = R_{10} = R = 100K, \quad R_{11} = 50K, \quad C_4 = C_5 = C_6 = C_7 = C = 33nF$$

$$\text{Donc } F_c = \frac{1}{2\pi(100 \cdot 10^3) \cdot (33 \cdot 10^{-9})} = 48.2\text{Hz}$$

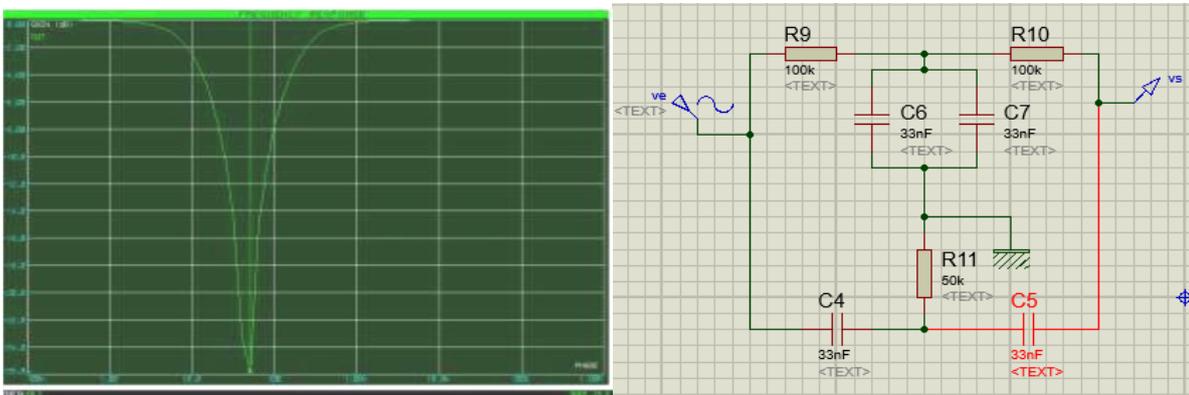


Figure 2.13 A gauche, circuit de simulation. A gauche, le tracé de Bode.

## Chapitre 2 : Schéma synoptique et principe de fonctionnement

Le circuit électronique global pour la détection du signal électrocardiogramme ECG est illustré dans la figure 2.14 :

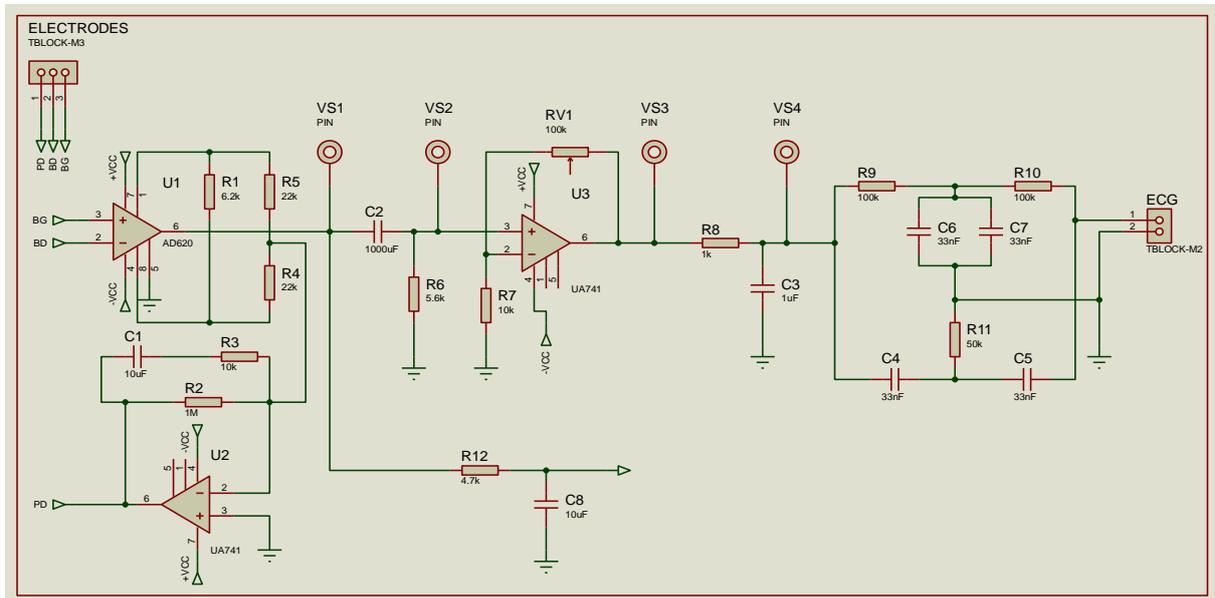


Figure 2.14 circuit global d'électrocardiogramme.

### II.3 L'extraction du rythme respiratoire à partir d'ECG

Pour la détection du signal de la respiration à partir du signal ECG, nous pouvons extraire la ligne de base (qui contient des fluctuations dû à la respiration). Pour cette extraction du rythme on va choisir un filtre passe bas avec une fréquence de coupure de moins de 5 Hz. pour cela On prend :

$$C_8 = 10\mu\text{F} \text{ et } R_{12} = 4.7\text{k}\Omega$$

Donc La fréquence de coupure de ce filtre est :  $F_c = \frac{1}{2\pi RC}$

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi(4.7 \cdot 10^3) \cdot (10 \cdot 10^{-6})} = 3.38\text{Hz}$$

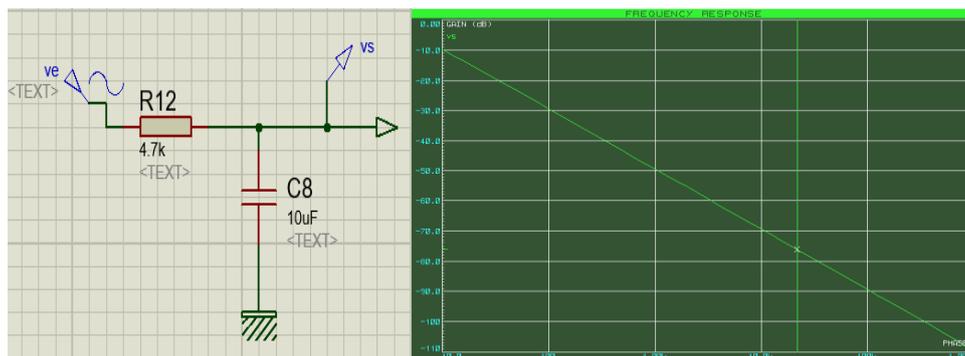


Figure 2.15 à gauche : circuit de simulation. À droite : le tracé de Bode du montage.

La fréquence de coupure de ce filtre ne répond pas à notre besoin à détecter le signal respiratoire à partir du signal ECG.

## Chapitre 2 : Schéma synoptique et principe de fonctionnement

Donc pour une meilleure détection nous avons changé la valeur du  $F_c$  par le changement de la résistance  $R_{12} = 100 \text{ K}\Omega$

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi(100 \times 10^3)(10 \times 10^{-6})} = 0.159 \text{ Hz}$$

### II.4 Etude et réalisation du circuit de mesure de la température

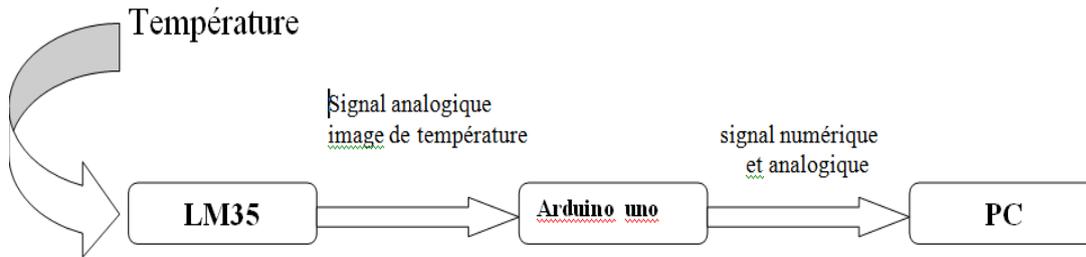


Figure2.16 Schéma bloc d'un thermomètre.

#### II.4.1 Le capteur utilise

Dans cette réalisation nous avons choisi le LM35 pour détecter la variation de la température.

Le capteur de température LM35 est capable de mesurer des températures allant de  $-55^\circ\text{C}$  à  $+150^\circ\text{C}$  mais il n'en est pas de même pour les cartes Arduino. Dans sa version la plus précise et avec le montage adéquat, de quoi mesurer n'importe quelle température.

La sortie analogique du capteur est proportionnelle à la température. Il suffit de mesurer la tension en sortie du capteur pour en déduire la température. Chaque degré Celsius correspond à une tension de  $10 \text{ mV}$ .

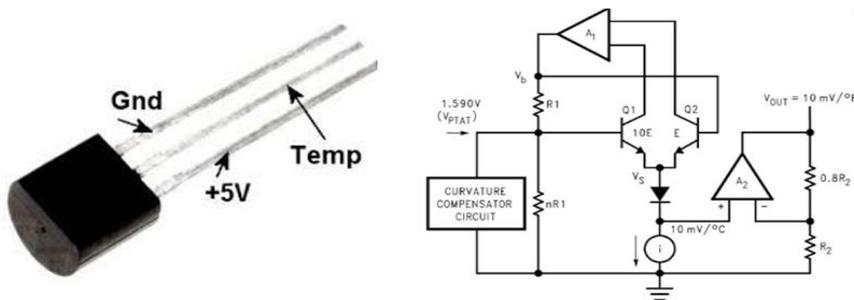


Figure2.17 Diagramme de LM35.

Une autre des grandes forces du capteur LM35, c'est sa linéarité exemplaire : moins de  $1^\circ\text{C}$  d'erreur sur la plage complète de  $-55^\circ\text{C}$  à  $+150^\circ\text{C}$ .

## Chapitre 2 : Schéma synoptique et principe de fonctionnement

Le capteur LM35 fonctionne avec n'importe quelle tension d'alimentation comprise entre 4 volts et 30 volts, ce qui permet de l'utiliser dans virtuellement n'importe quel montage numérique ou analogique.

### II.4.2 Branchement de capteur LM35 avec l'Arduino

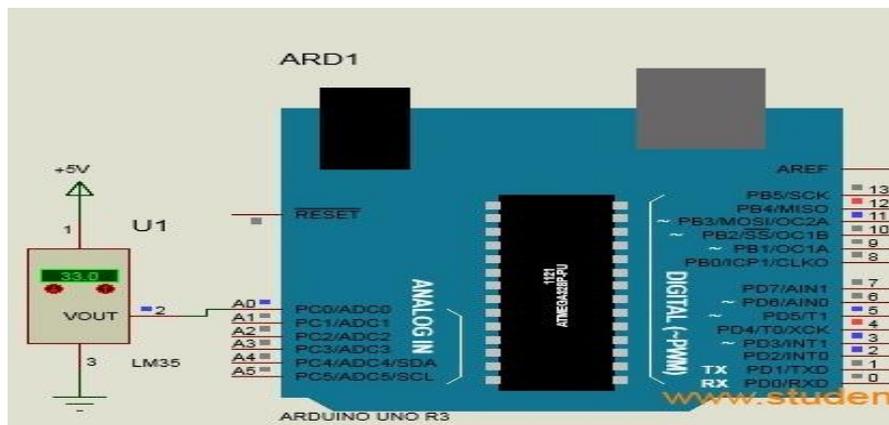


Figure2.18 Schéma du LM35 avec Arduino.

La figure2.18 présente un simple montage pour transformer l'Arduino en interface PC qui est relié avec le Capteur de température LM35, de manière à ramener les données sur la machine.

### II.5 Etude et réalisation d'un Photopléthysmogramme

La figure 2.19 illustre un schéma bloc général pour la mesure du signal photopléthysmogramme PPG.

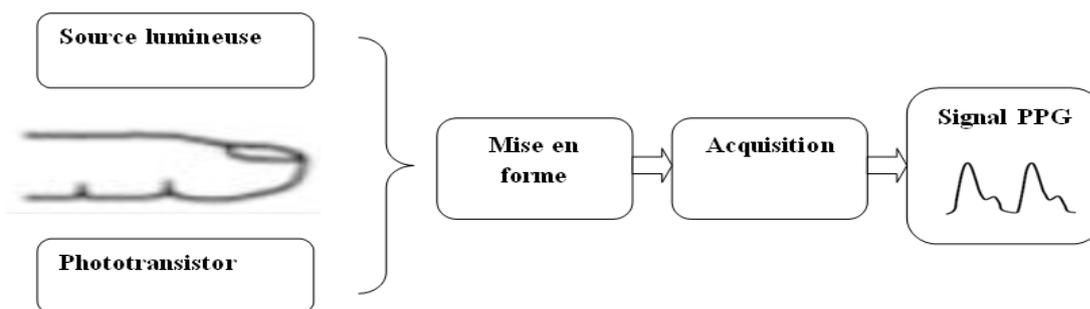


Figure2.19 Schéma bloc d'un Photopléthysmogramme.

#### II.5.1 Capteur de SpO2

Le capteur est fabriqué par un carton ou par une pince en plastique qui est troué au milieu pour entrer le doigt. Il contient d'une face les LEDs (rouge et infrarouge) et de l'autre face le phototransistor (Figure 2.20). Ces derniers sont liés au circuit d'émission et de réception.

Le phototransistor utilisé est le BPX43 pour sa meilleure sensibilité à détecter la lumière qui traverse le doigt.



Figure 2.20 Photo de nos capteurs réalisés.

### II.5.2 Circuit d'émission/réception

La détection d'un signal lumineux nécessite un capteur spécifique. Ce dernier consiste en une source de lumière assez puissante (LED rouge ou infrarouge) pour pénétrer et traverser le tissu humain et un phototransistor pour détecter la lumière réfléchiée. Les deux doivent être convenablement conçus dans un boîtier isolé de la lumière ambiante (forme et dimension).

Le circuit illustré à la figure 2.21 contrôle l'émission de lumière rouge et infrarouge par les LEDs ainsi que la réception du flux lumineux par un phototransistor.

Les LEDs sont placées en série avec des résistances sachant que pour la LED rouge on a une résistance de 160 ohm et pour la LED infrarouge on a une résistance de 220 ohm parce que chacune d'elle a un courant d'environ 20 mA, on calculera donc la résistance selon la relation suivante :

$$R = \frac{U_{\text{alim}} - U_{\text{LED}}}{I}$$

Avec  $U_{\text{alim}}$  c'est la tension d'alimentation (en volt) qui est 5V,  $U_{\text{LED}}$  est la tension de seuil de la LED (en volt) et  $I$  c'est le courant souhaité dans la LED (en milliampères) qui est égale 20 mA

$$\text{Alors } R_{\text{rouge}} = \frac{5-1.8}{0.02} = 160\Omega$$

Avec la tension de seuil de la LED rouge est  $U_{\text{LED}} = 1.8V$

$$\text{Et } R_{\text{infrarouge}} = \frac{5-1.2}{0.02} = 190\Omega$$

Avec la tension de seuil de la LED infrarouge est  $U_{\text{LED}} = 1.2V$

Selon la disponibilité, les valeurs de la résistance les plus proches que nous avons choisies pour les mettre en série avec la LED supérieur ou égale à la valeur calculée donc nous avons choisie  $R_{\text{infrarouge}} = 220\Omega$

Et pour éviter la saturation du phototransistor nous avons utilisé une résistance de 33K $\Omega$  pour la protection du phototransistor (un courant de 151  $\mu A$  et nous avons une alimentation de 5V, donc  $5/0,00015=33k\Omega$ .)

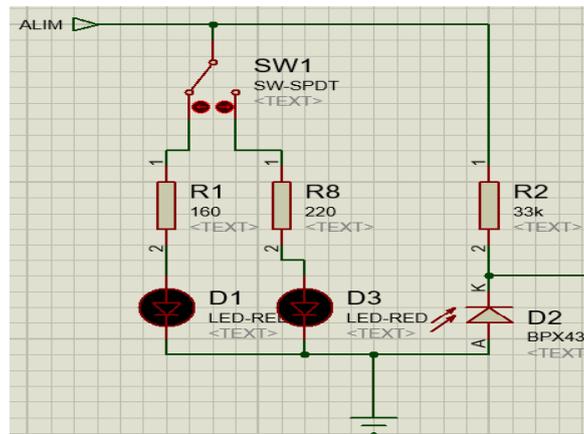


Figure2.21 Simulation de

réception.

circuit d'émission /

### II.5.2.1 Circuit d'émission

Une diode électroluminescente (LED, de l'anglais : light-emitting diode, ou DEL en français) est un dispositif opto-électronique capable d'émettre de la lumière lorsqu'il est parcouru par un courant électrique. Comme la diode classique, une diode électroluminescente ne laisse passer le courant électrique que dans un seul sens (le sens passant, l'inverse étant le sens bloquant) et produit un rayonnement monochromatique à partir de la conversion d'énergie électrique lorsqu'un courant la traverse. Pour cette réalisation de Photopléthysmogramme deux LED ont été utilisées, rouge et infrarouge.



Figure2.22 les diodes électroluminescentes

### II.5.2.2 Circuit de réception :

Un phototransistor est un dispositif qui convertit l'énergie lumineuse en énergie électrique. Il est similaire aux photorésistances, mais il produit du courant et de la tension contrairement aux photorésistances qui ne produisent que du courant.

Le phototransistor est constitué d'un semi-conducteur bipolaire et concentre l'énergie qui passe en lui. Il est fabriqué souvent en silicone, mais aussi par d'autres matériaux (céramique, et autres). Les phototransistors sont enfermés (généralement) dans une petite coque opaque ou

## Chapitre 2 : Schéma synoptique et principe de fonctionnement

transparente sur mesure, afin de renforcer la lumière qui passe dedans et permet à la lumière d'atteindre les endroits sensibles des phototransistors.

La figure 2.23 illustre le phototransistor BPX43 et son montage de circuit de réception.

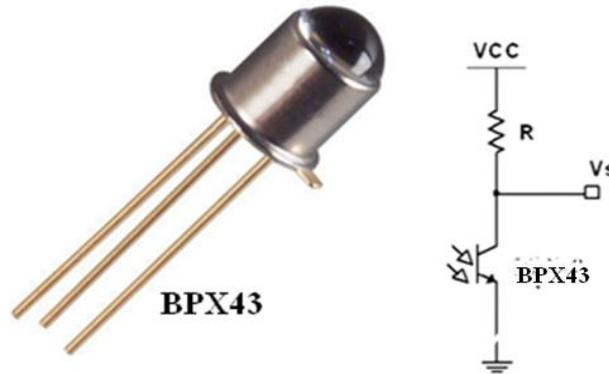


Figure2.23 Circuit de réception.

### II.5.3 Circuit de mise en forme

Pour détecter le signal photoplethysmogramme PPG, un circuit de mise en forme à été réalisé. Nous avons opter pour l'utilisation des deux LED rouge et infrarouge avec un seul récepteur qui est le phototransistor BPX43 dans un même capteur pour avoir deux signaux PPG.

La suite du circuit de mise en forme contient les étages classiques de filtrage et d'amplification.

#### II.5.3.1 Filtre passe haut

Nous avons utilisé un filtre passif de premier ordre, réalisé à base d'une résistance et d'un condensateur afin d'éliminer les bruits de basses fréquences et pour assurer une stabilisation du signal PPG.

Donc La fréquence de coupure de ce filtre est :  $F_c = \frac{1}{2\pi RC}$

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi(47 \cdot 10^3) \cdot (2.2 \cdot 10^{-6})} = 1.54 \text{ Hz}$$

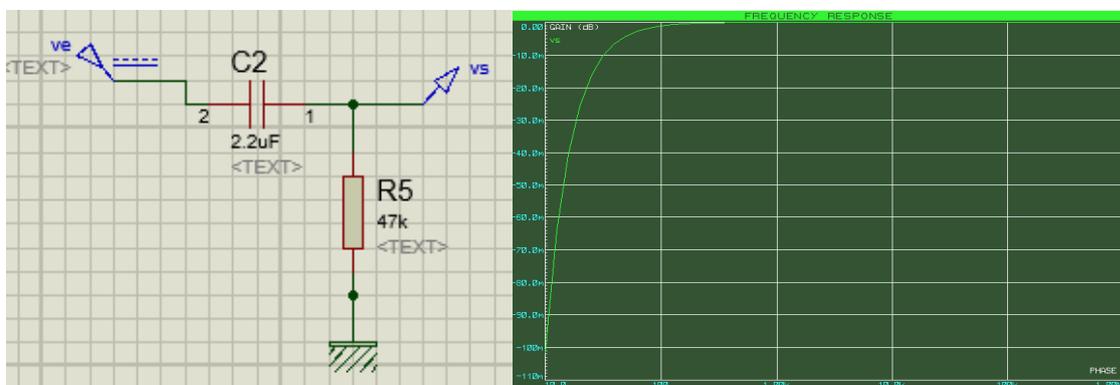


Figure2.24 à gauche : circuit de simulation. A droite : le tracé de Bode du montage.

## Chapitre 2 : Schéma synoptique et principe de fonctionnement

### II.5.3.2 Amplification

Le signal PPG est tellement faible qu'il nécessite un circuit d'amplificateur. Un simple amplificateur non inverseur est réalisé utilisant l'amplificateur opérationnel UA741 lié à un potentiomètre P1.

Le potentiomètre placé entre les deux branches 2-6 permet d'ajuster le gain. Ce dernier, est donné comme suit :

$$G = \frac{V_s}{V_e} = \frac{R_3 + R}{R_3} = \frac{10 + 50}{10} = 6$$

Le circuit est montré sur la figure suivante :

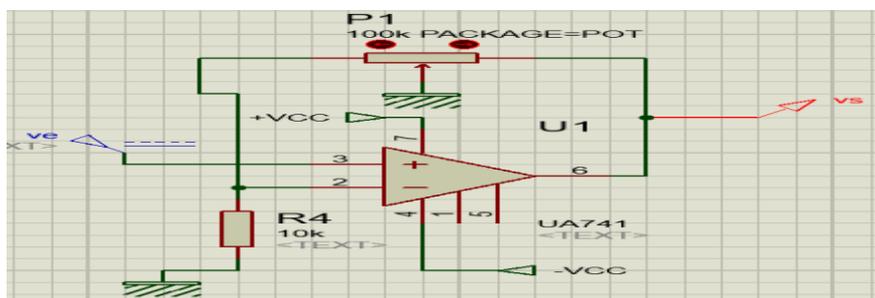


Figure2.25 Montage d'un amplificateur non-inverseur.

### II.5.3.3 Filtre réjecteur

Ce filtre est utilisé pour supprimer le bruit de secteur de 50Hz. C'est le même circuit utilisé précédemment dans le circuit de mise en forme de l'ECG.

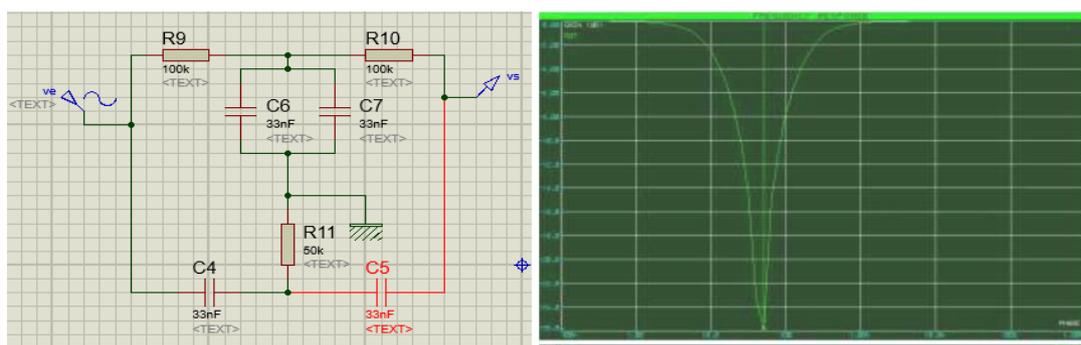


Figure2.26 à gauche : circuit de simulation. A droite : le tracé de Bode du montage.

## Chapitre 2 : Schéma synoptique et principe de fonctionnement

Le circuit électronique global pour la détection du signal photopléthysmogramme PPG est illustré dans la figure 2.27 :

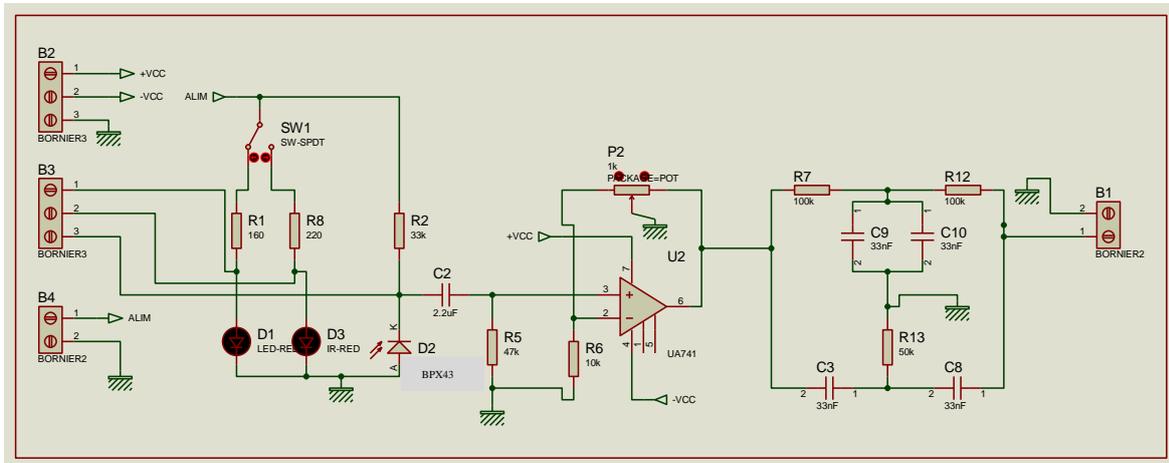


Figure2.27 circuit global de photopléthysmogramme.

### II.6 Le circuit d'offset

Les signaux physiologiques recueillis sont des signaux bipolaires qui contiennent des valeurs positives et des valeurs négatives.

Pour l'acquisition des données, l'utilisation de la carte Arduino uno qui a une plage de variation entre 0 et 5 volts impose l'utilisation d'un circuit d'offset qui aura le rôle d'ajouter une tension continue DC pour décaler le signal vers cet intervalle de 0-5 volts.

Une tension d'offset réglable à travers un potentiomètre est rajoutée aux signaux (PPG et ECG) comme illustré dans le circuit de la Figure2.28.

Le condensateur permet d'assurer une fonction de filtrage passe-bas permettant de lisser la tension de sortie contre toute oscillation de haute fréquence subite suite à un offset brusque lors du réglage du potentiomètre. Le potentiomètre de 10 k $\Omega$  branché entre +5V et -5V permet d'ajuster la tension d'offset. L'AOP  $\mu$ A741 permet d'assurer une adaptation d'impédance entre les circuits de mise en forme (PPG, ECG) et l'entrée analogique de la carte Arduino Uno.

L'élément utilisé pour additionner une tension continu aux signaux PPG et ECG est un potentiomètre de valeur de 10k $\Omega$ , nous avons ajusté le potentiomètre jusqu'à où nous avons obtenu un offset DC de  $\leq 5V$ .

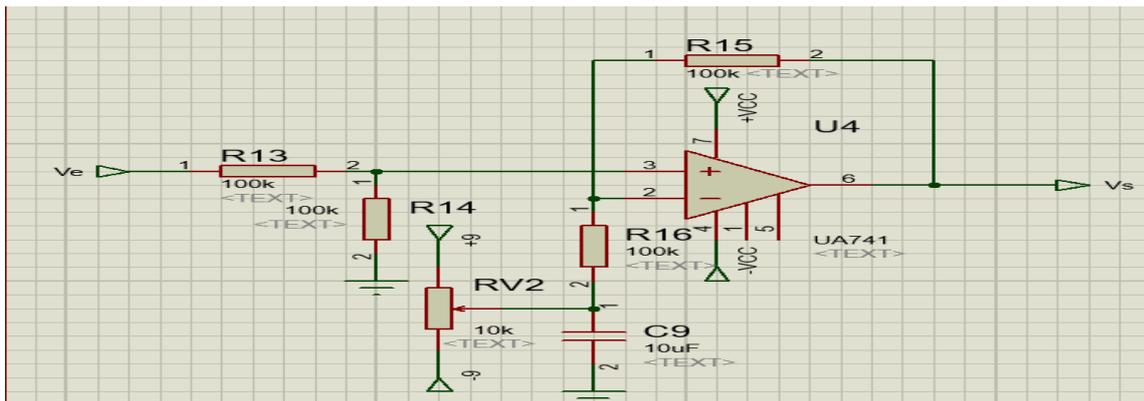


Figure2.28 Circuit d'offset utilisé pour la mise en forme des signaux physiologiques.

Dans ce PFE nous avons réalisé deux circuits d'offset : un pour l'ECG et l'autre pour le PPG

### II.7 La carte Arduino uno

#### II.7.1 Présentation de la carte Arduino uno

La carte Arduino Uno est une carte d'acquisition universelle réalisée à base d'un microcontrôleur. Elle offre une liaison entre le monde analogique et le monde numérique.

Pour pouvoir l'utiliser, il suffit simplement de la connecter à un ordinateur à l'aide d'un câble USB, l'alimentation étant fournie par le port USB.



Figure2.29 Les différents types de la carte aduino.

La carte Arduino reçoit des informations analogiques ou numériques sur ses entrées. Le microcontrôleur traitera ces informations et les transmettra vers les sorties numériques.

## Chapitre 2 : Schéma synoptique et principe de fonctionnement

### II.7.2 Logiciel de programmation Arduino (IDE)

The Arduino integrated development environment (IDE) est une application multiplateforme (pour Windows, macOS, Linux) écrite en langage de programmation Java. Il est utilisé pour écrire et télécharger des programmes sur des cartes compatibles Arduino, mais aussi, avec l'aide de coeurs tiers, de cartes de développement d'autres fournisseurs.

Le code source de l'EDI est publié sous licence GNU General Public, version 2. L'IDE Arduino supporte les langages C et C ++ en utilisant des règles spéciales de structuration du code. L'IDE Arduino fournit une bibliothèque de logiciels du projet Wiring, qui fournit de nombreuses procédures d'entrée et de sortie communes. Le code écrit par l'utilisateur nécessite seulement deux fonctions de base, pour le démarrage de l'esquisse et de la boucle du programme principal, qui sont compilées et liées à un talon de programme main dans un programme exécutable cyclique avec la chaîne d'outils GNU, également incluse dans la distribution IDE. L'EDI Arduino utilise le programme avrdude pour convertir le code exécutable en un fichier texte au codage hexadécimal chargé dans la carte Arduino par un programme de chargement dans le microprogramme de la carte.

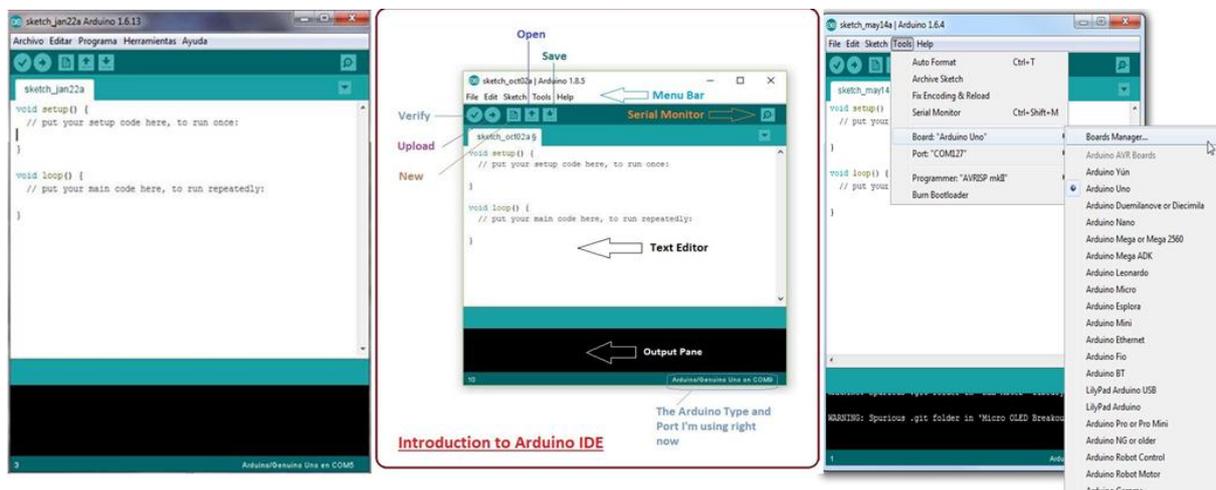


Figure2.30 (IDE) Logiciel de programmation Arduino.

### II.7.3 Les caractéristiques de la carte Arduino

Microcontrôleur	ATmega328
Tension de fonctionnement	5V
Tension d'alimentation (recommandée)	7-12V
Consommation maxi admise sur port USB (5V)	500mA avant déclenchement d'un fusible
Broche E/S numériques	14(dont 6 disposent d'une sortie PWM pour commander les moteurs)
Broche d'entrées analogique	6(utilisables aussi en broches E/S numériques)
Intensité maxi disponible par broche E/S (5V)	40 mA
Mémoire programme flash	32ko
Mémoire RAM (mémoire volatile)	2Ko
Mémoire EEPROM (mémoire non volatile)	1Ko
Vitesse d'horloge	16MHz

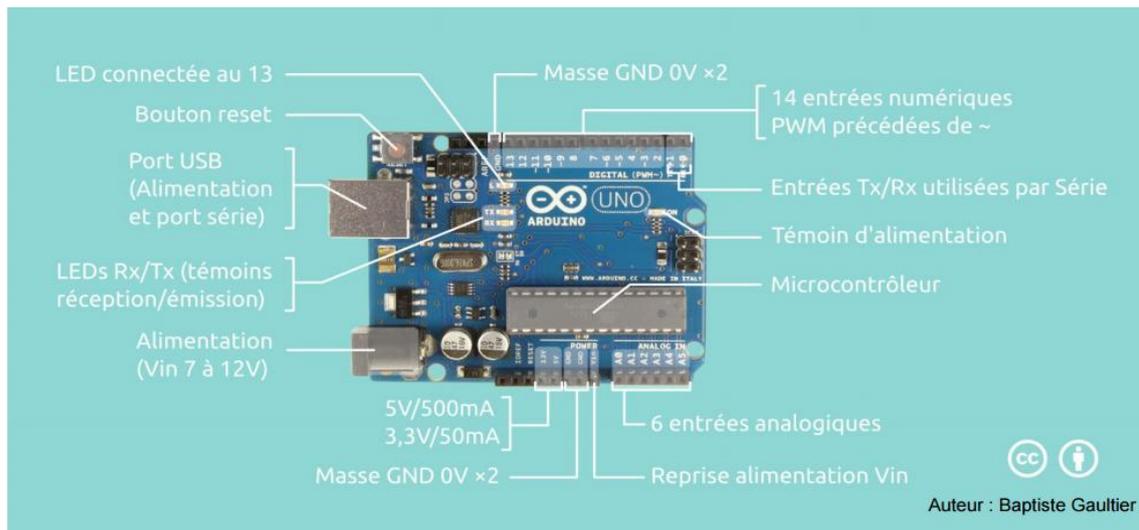


Figure2.31 schéma des ports de la carte aeduno uno.

### Conclusion

Dans ce deuxième chapitre, une description détaillée des différents circuits qui ont été réalisés et utilisés pour la conception de notre dispositif a été faite.

De ce fait, l'étude a été menée du capteur (électrodes, pince pour la SpO2 et LM35), et les circuits de mise en forme (amplification, filtrage) jusqu'à la carte d'acquisition. Dans le chapitre suivant, les différents tests effectués sur dispositif réalisé seront présentés et discutés.

# Chapitre 3

Test de dispositif et visualisation des résultats

# Chapitre 3 : Test de dispositif et visualisation des résultats

## Introduction

Dans cette dernière partie du manuscrit, nous allons présenter la réalisation pratique de notre projet ainsi qu'un ensemble de tests des différentes étapes des circuits réalisés.

Ce chapitre est destiné à présenter les tests de mesures et à interpréter les résultats obtenus à partir de notre dispositif.

Enfin, la partie qui concerne la numérisation des différents paramètres sera présentée, qui repose essentiellement sur l'acquisition de données par l'intermédiaire d'une carte Arduino Uno.

### I. Schéma électrique de dispositif :

Le schéma électrique général de notre circuit de surveillance de paramètres vitaux est illustré sur la figure 3.1. Ce schéma a été réalisé par l'utilisation du Logiciel Proteus 8 Professional.

Ce schéma est conçu pour nous permettre de détecter les différents signaux des paramètres étudiés, tandis que la figure 3.2 présente l'image finale de notre dispositif.

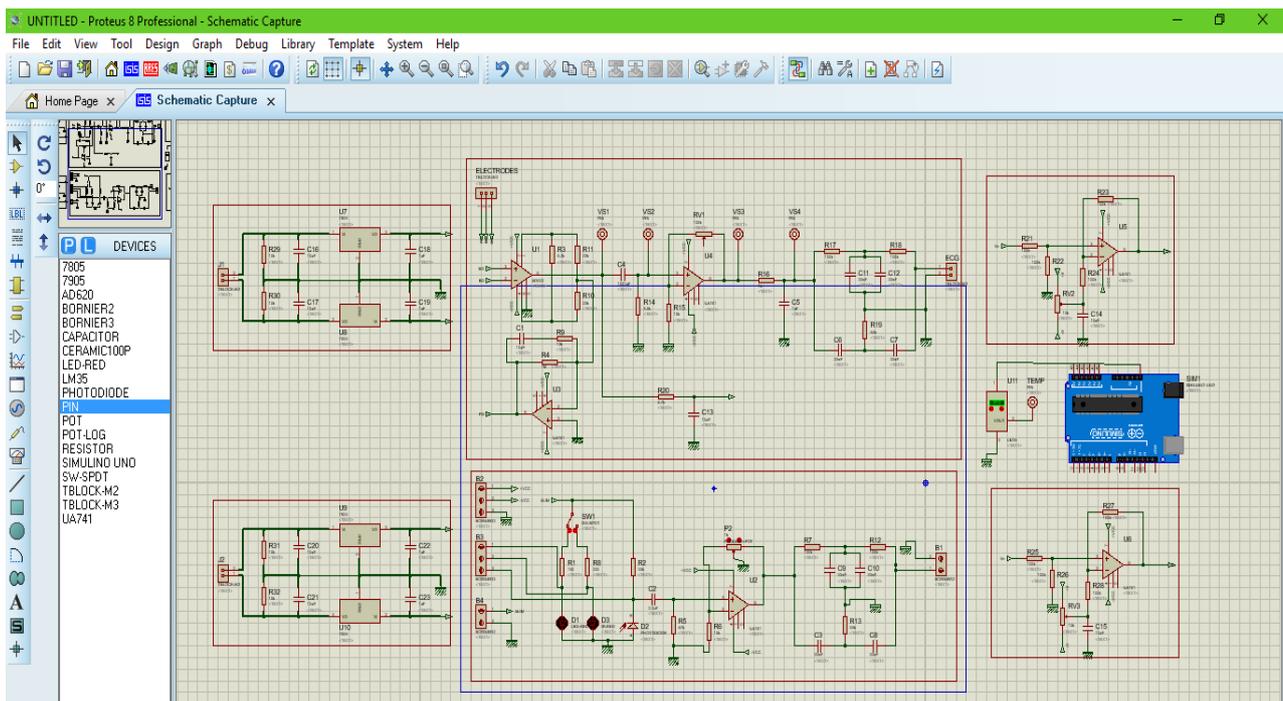


Figure3.1 le circuit électrique de dispositif réalisé.

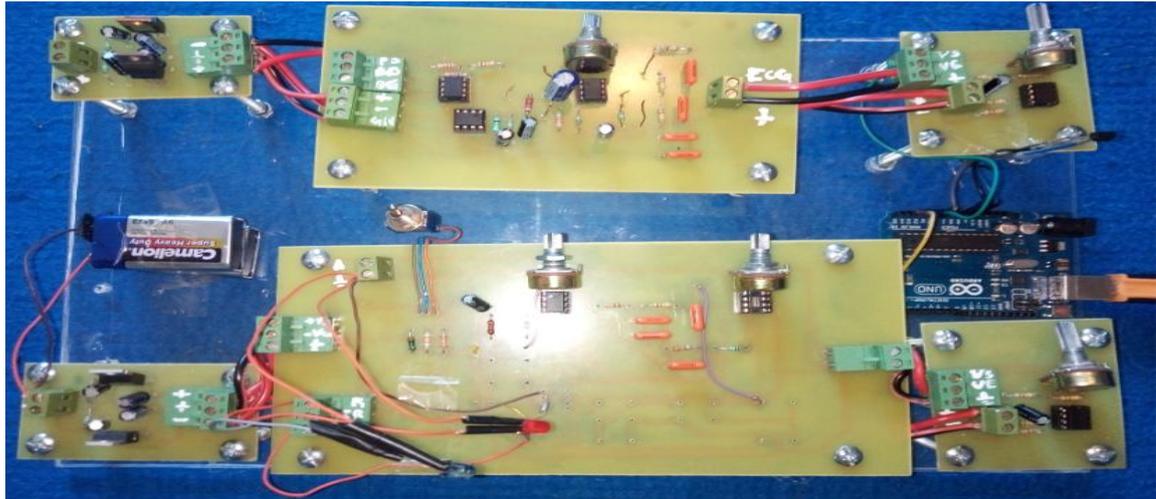


Figure3.2 photo de dispositif réalisé.

## II. Circuits imprimés et test de fonctionnement

Les différents schémas d'implantations et les circuits imprimés du dispositif sont illustrés par la suite. Aussi bien qu'un test de fonctionnement des différents étages de chaque circuit imprimé.

### II.1 Le circuit d'alimentation

#### II.1.1 Le circuit imprimé

Nous avons réalisé et utilisé une alimentation symétrique afin d'alimenter les différents circuits. L'énergie est prélevée d'une batterie de 9v en passant par un régulateur de tension pour générer 5volts et un inverseur de tension pour générer le -5volts.

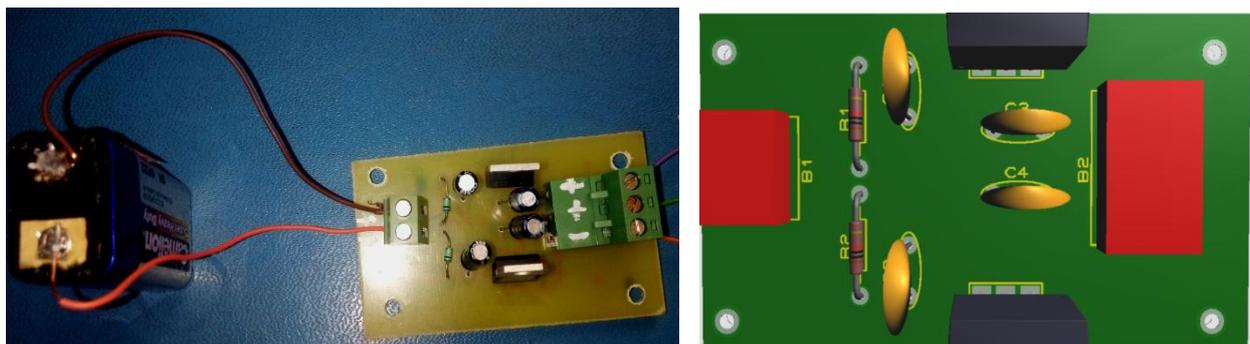


Figure3.3 schéma de circuit imprimé a droite ; photo de circuit réalisé a gauche.

# Chapitre 3 : Test de dispositif et visualisation des résultats

## II.1.2 Test de fonctionnement de circuit d'alimentation

Deux tensions continue d'amplitude (+5v et -5v) sont délivrés à la sortie de circuit d'alimentation.

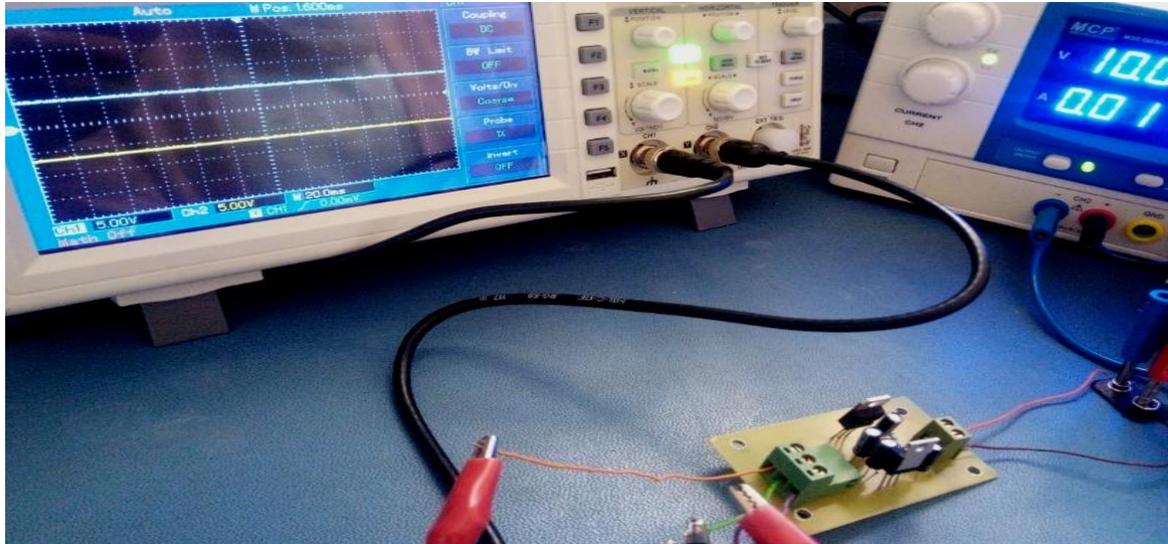


Figure3.4 le signal obtenu du circuit d'alimentation (+5v et -5v).

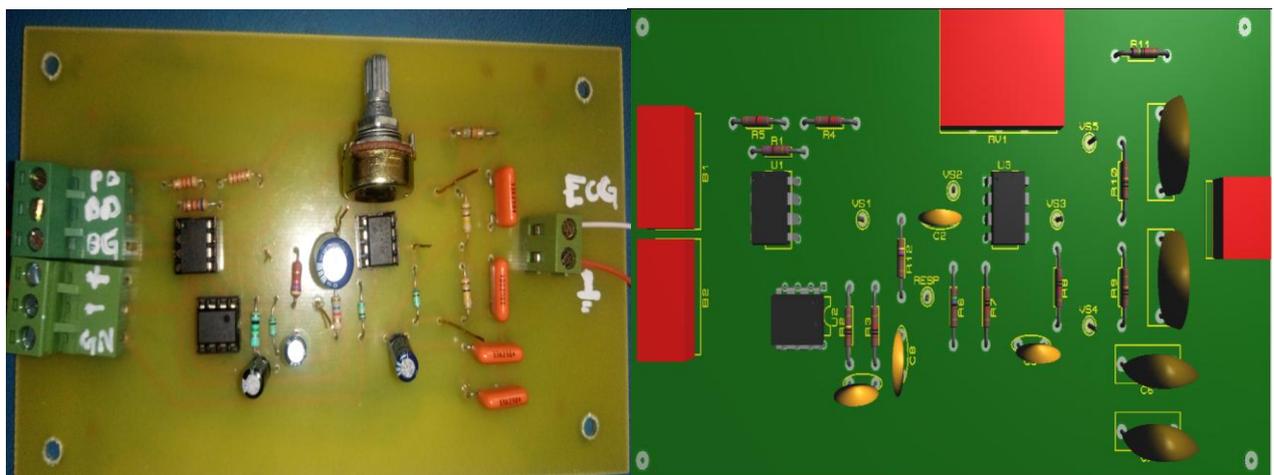
Pour assurer la bonne alimentation des autres circuits de notre dispositif, nous avons utilisé deux circuits d'alimentations l'un pour l'ECG et l'autre pour le PPG.

## II.2 Le circuit d'ECG

### II.2.1 Le circuit imprimé d'ECG

Le circuit de l'électrocardiogramme a été réalisé suivant le schéma électrique annoncé dans le chapitre 2, (figure2.14).

Le circuit d'ECG que nous avons réalisé est présenté dans la figure 3.5



### II.2.2 Test de fonctionnement de circuit d'ECG

Le signal obtenu à la sortie de circuit réalisé a été visualisé sur l'oscilloscope comme illustré sur la figure suivante 3.6.

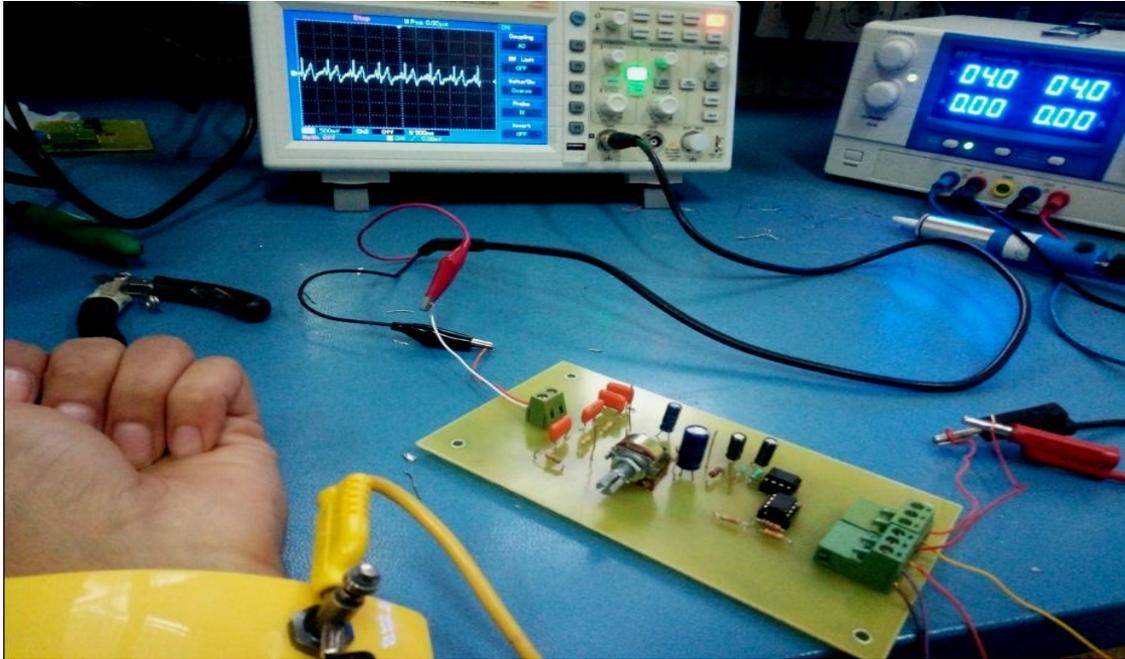


Figure 3.6 le signal ECG obtenu à la sortie de circuit réalisé.

Nous avons utilisé seulement la dérivation DII standard d'Einthoven puisque tous les ondes sont bien déterminés et observables.

Notez que le signal ECG détecté par les électrodes ne peut pas être visualisé directement sur un oscilloscope, une mise en forme pour améliorer la qualité du signal est alors nécessaire, tels qu'une amplification et un filtrage.

Maintenant, nous présentons les résultats de chaque étage de mise en forme.

#### II.2.2.1 Tests de fonctionnement des différents étages de circuit d'ECG

Après la réalisation du circuit, Les résultats obtenus sur l'oscilloscope au niveau des différents étages sont présentés par la suite.

- ✓ **Pré-amplification:** Nous avons utilisé un amplificateur d'instrumentation de type INA128p.

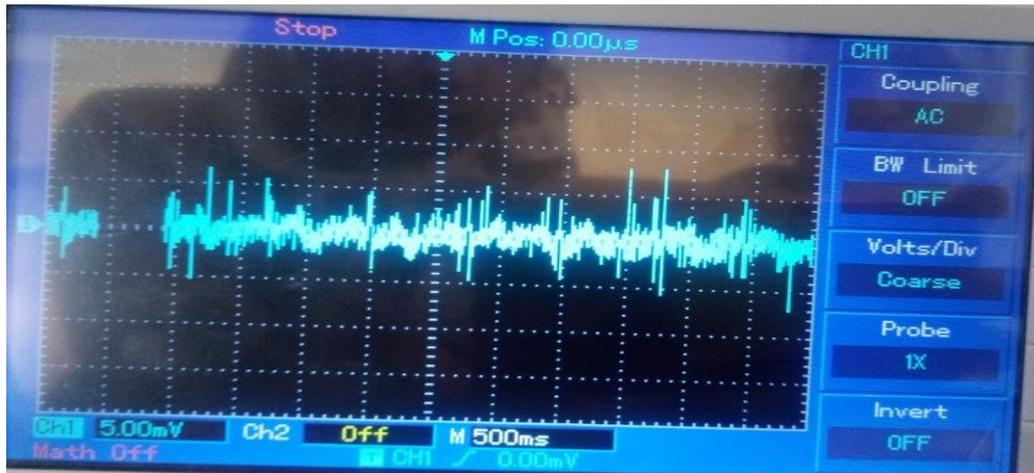


Figure3.7 le signal ECG obtenu à la sortie d'INA128P.

A la sortie de l'INA128P on a récupéré le signal ECG, (l'ECG est d'ordre de quelques millivolts). Comme on peut constater que le signal est très bruité.

✓ **Premier filtrage :** C'est un filtre Passe-haut (RC) passif du premier ordre, sa fréquence de coupure: = 0.03 Hz.

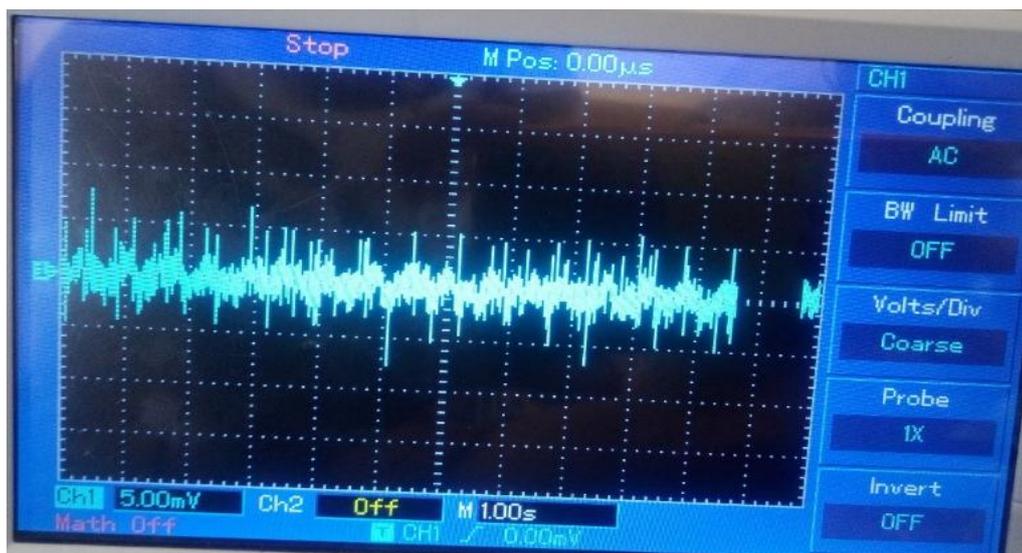


Figure3.8 le signal ECG obtenu à la sortie de filtre passe haut.

Le signal ECG n'est pas encore clair et l'amplitude reste relativement faible. Ce que nous allons corriger par un étage d'amplification.

✓ **L'amplification:** l'amplification est réalisé par un simple amplificateur non inverseur de type ua741 et des résistances pour amplifier le signal avec un gain=6.

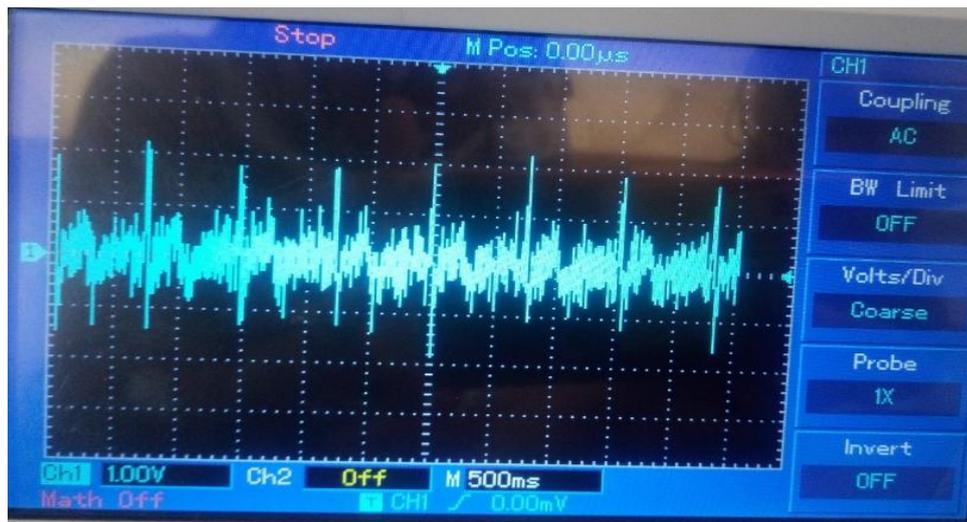


Figure 3.9 le signal ECG obtenu à la sortie d'amplificateur ua741.

Le signal récupéré est d'amplitude plus importante grâce à l'amplification.

✓ **Deuxième filtrage :** c'est un filtre Passe-bas (RC) passif du premier ordre. sa fréquence de coupure = 150Hz.

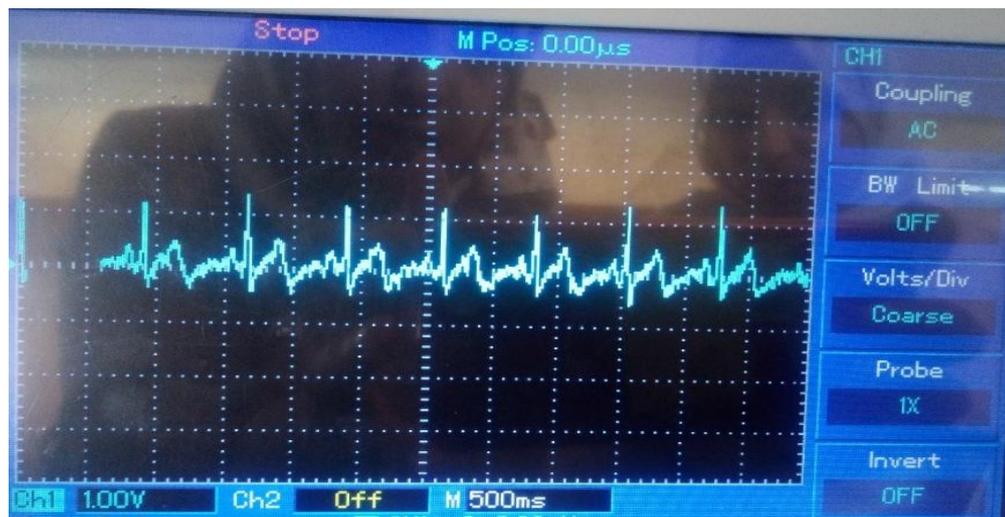


Figure 3.10 le signal ECG obtenu à la sortie de filtre passe bas.

Nous remarquons sur la figure 3.10 que le signal ECG est bien filtré. Les différentes ondes telles que l'onde P, le complexe QRS et l'onde T sont clairement visibles.

## Chapitre 3 : Test de dispositif et visualisation des résultats

- ✓ **Filtre réjecteur** : C'est un filtre utilisé pour éliminer le 50Hz. Il est à noter que malgré l'utilisation d'une alimentation par une pile, nous avons constaté que le bruit 50 Hz affecte le signal ECG lorsque le circuit d'ECG est relié à la carte Arduino.
  - Pour cette raison, nous avons ajouté ce filtre rejecteur 50Hz. La sortie du filtre est illustrée sur la figure 3.11.



Figure3.11 le signal ECG obtenu à la sortie de filtre réjecteur.

- ✓ Pour la partie d'extraction de mouvement respiratoire a partir de signale ECG nous avons utilisé un filtre passe bas de type RC avec une fréquence de coupeur = 0.159Hz et les résultats obtenus sont présenté sur la figure3.30.
  - ✓ Le choix de cette fréquence de coupure est fait de manière empirique après plusieurs essais.

### II.3 Le circuit de température

#### II.3.1 Branchement du capter LM35

Nous avons connecté la broche du capteur Vcc à la source d'alimentation 5V de la carte Arduino à l'aide d'un fil.

Ensuite, nous faisons la même chose avec la broche GND du capteur qui doit être connectée sur la broche GND de la carte Arduino.

Le circuit est ensuite complété en reliant la sortie du capteur à la broche A0 du la carte Arduino avec un fil comme illustré dans la figure 3.12.



Figure3.12 branchement de LM35 sur la carte Arduino.

### II.3.2 test de fonctionnement

Dans cette partie, nous allons essayer de mesurer des températures au moyen d'un capteur LM35 et d'une carte Arduino. Puisque le montage est réalisé, on doit passer un code au Arduino, afin de :

1. Lire la tension sur la broche A0.
2. Convertir la valeur mesurée en une température (pour l'affichage).
3. Envoyer la valeur au PC (pour l'affichage).

```
Im35 | Arduino 1.8.5
Fichier Édition Croquis Outils Aide
Im35 $
#define LM35 A0
// Fonction setup(), appelée au démarrage de la carte Arduino
void setup() {
  // Initialise la communication avec le PC
  Serial.begin(9600);
  // put your setup code here, to run once:
}
// Fonction loop(), appelée continuellement en boucle tant que la carte Arduino est alimentée
void loop() {
  // Mesure la tension sur la broche A0
  float lmvalue = analogRead(LM35);
  // Transforme la mesure (nombre entier) en température via un produit en croix
  float tempr = (lmvalue * 500)/1023;
  // Envoi la mesure au PC pour affichage et attends 10ms
  Serial.println(tempr);
  delay(10);
}
```

Figure3.13 le programme utilisé pour afficher la variation de température.

- ✓ Et voilà le résultat obtenu lors d'échauffement de LM35 en moniteur série :

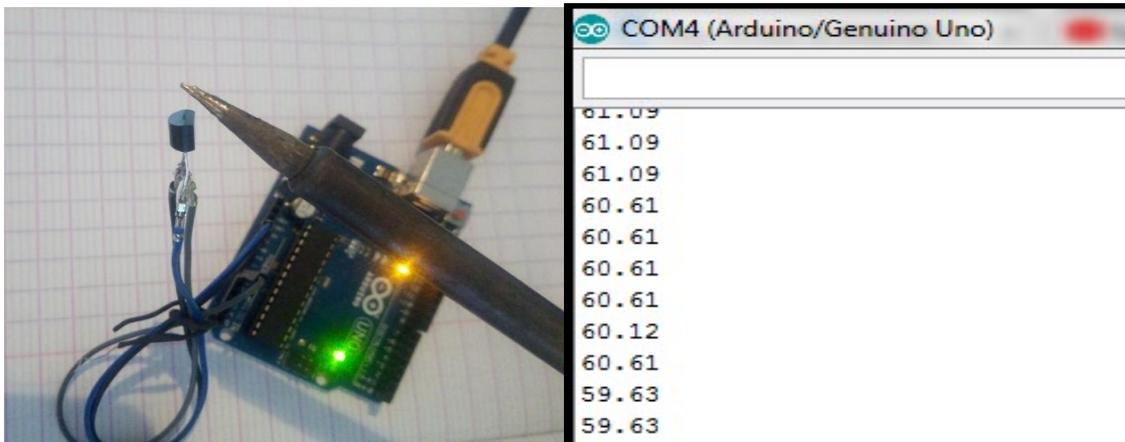


Figure3.14 changement de température lors d'échauffement de LM35.

Le signal de température dans le cas normal est un signal presque constant parce que la température est une grandeur très lente en variation. (Voir la figure3.31)

### II.4 Le circuit du photopéthysmogramme

#### II.4.1 Le circuit imprimé

Le circuit a été réalisé suivant le schéma électrique annoncé dans le chapitre 2, (figure2.27).

La figure 3.15 illustre le circuit de détection du signal PPG que nous avons réaliser dans le cadre de notre projet.

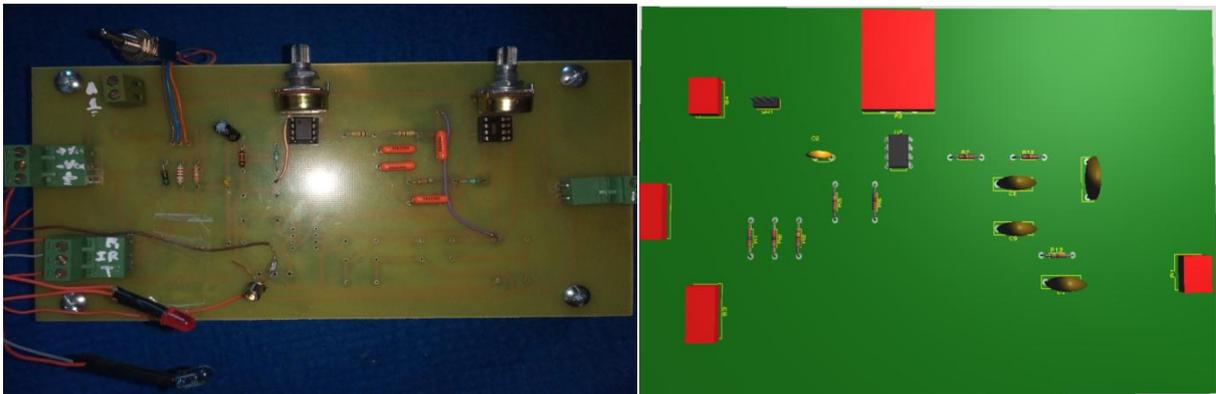


Figure3.15 schéma de circuit imprimé a droite ; photo de circuit réalisé a gauche.

### II.4.2 Test de fonctionnement de circuit de PPG

Le signal obtenu à la sortie de circuit réalisé a été visualisé sur l'oscilloscope comme illustré dans la figure 3.16

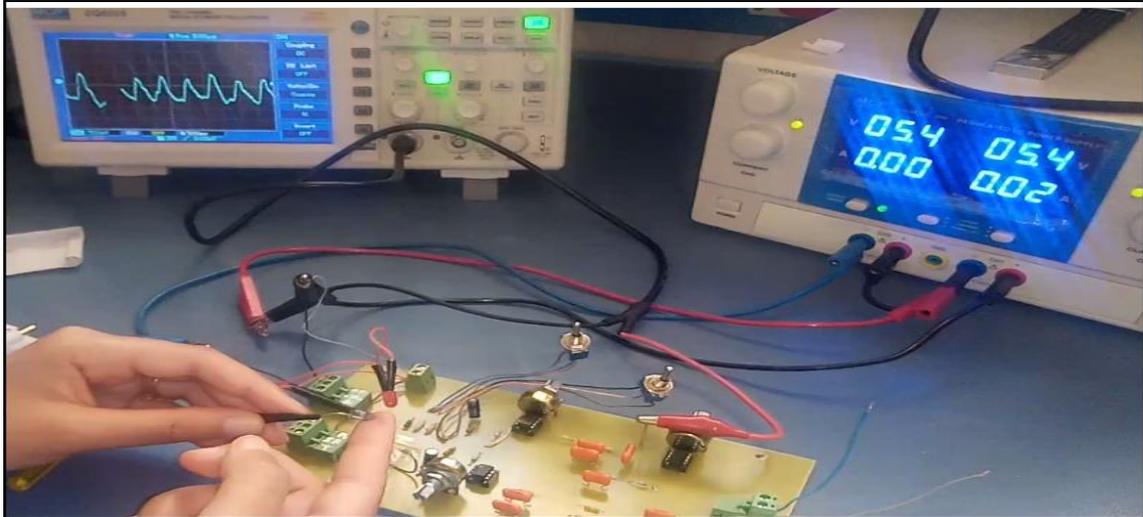


Figure3.16 le signal PPG obtenu à la sortie de circuit réalisé.

#### II.4.2.1 Tests de fonctionnement des différents étages de circuit de PPG

Nous allons présenter les résultats obtenus a la sortie de chaque étages du circuit.

✓ **Le capteur :** Nous allons commencer par la visualisons du signal à la sortie du capteur pour les deux LEDs rouge et infrarouge.

La figure 3.17 illustre les signaux PPG (rouge et infrarouge) issues du capteur PPG.



Figure3.17 le signal obtenu a la sortie de capteur (de la LED infrarouge a droite, et de la LED rouge a gauche).

On remarque que les signaux sont de faible amplitude (d'ordre de quelque mV).

## Chapitre 3 : Test de dispositif et visualisation des résultats

✓ **Filtrage** : C'est un filtre Passe-haut (RC) passif du premier ordre, sa fréquence de coupure: = 1.54 Hz.

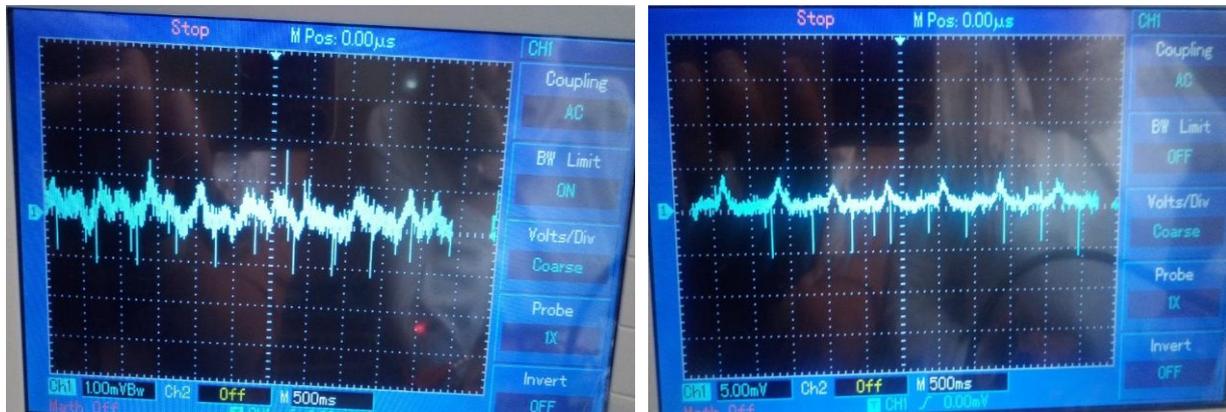


Figure3.18 le signal obtenu a la sortie de filtre passe haut (de la LED infrarouge a droite, et de la LED rouge a gauche).

✓ **Amplification** : cette étape est réalisée par un simple amplificateur non inverseur de type ua741 et des résistances afin d'amplifier le signal.

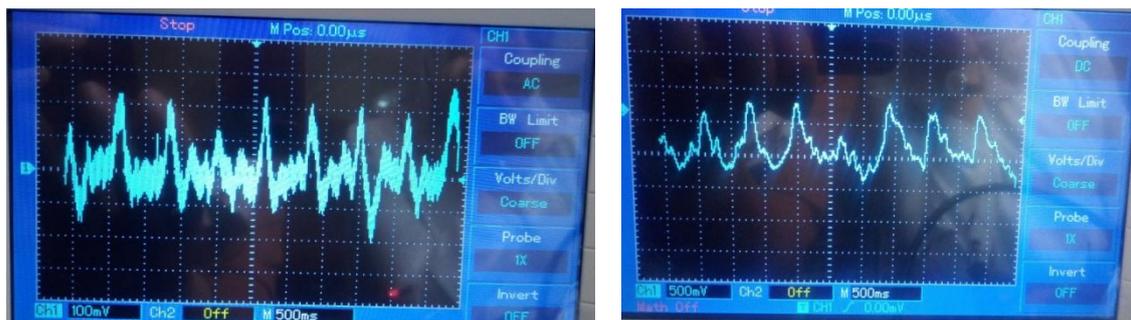


Figure3.19 le signal obtenu a la sortie d'amplificateur ua741 (de la LED infrarouge a droite, et de la LED rouge a gauche).

A la sortie de l'étage d'amplification on peut constater que les signaux ont des amplitudes plus importantes.

## Chapitre 3 : Test de dispositif et visualisation des résultats

- ✓ **Filtre réjecteur** : ce filtre est utilisé pour éliminer le bruit de 50Hz.

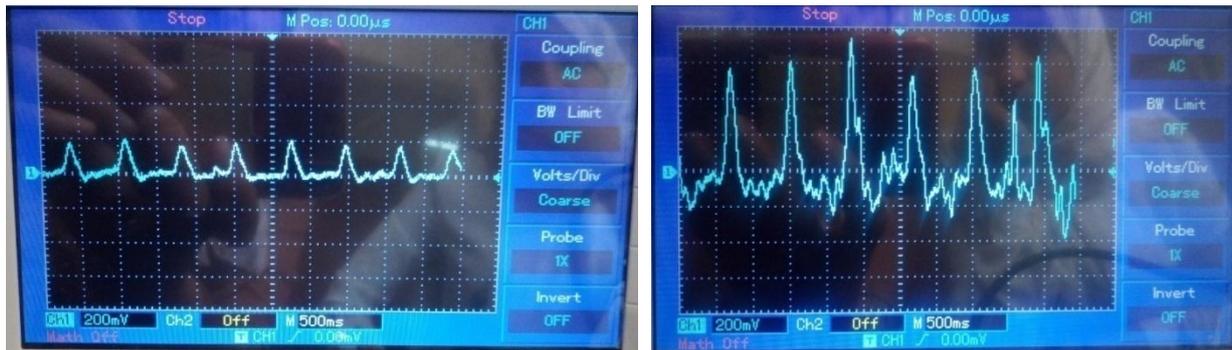


Figure 3.20 le signal obtenu a la sortie réjecteur (de la LED infrarouge à droite, et de la LED rouge a gauche).

Les deux signaux sont clairs et bien détectés au sorite de circuit. (Le signal obtenu de la LED infrarouge est plus important en amplitude que celle de la LED rouge).

### II.4.2.2 calcul du SpO2

Le taux de saturation en oxygène été mesuré pour un sujet au repos. La Figure 38 illustre les composantes AC et DC du signal PPG de la LED rouge et la LED infrarouge.

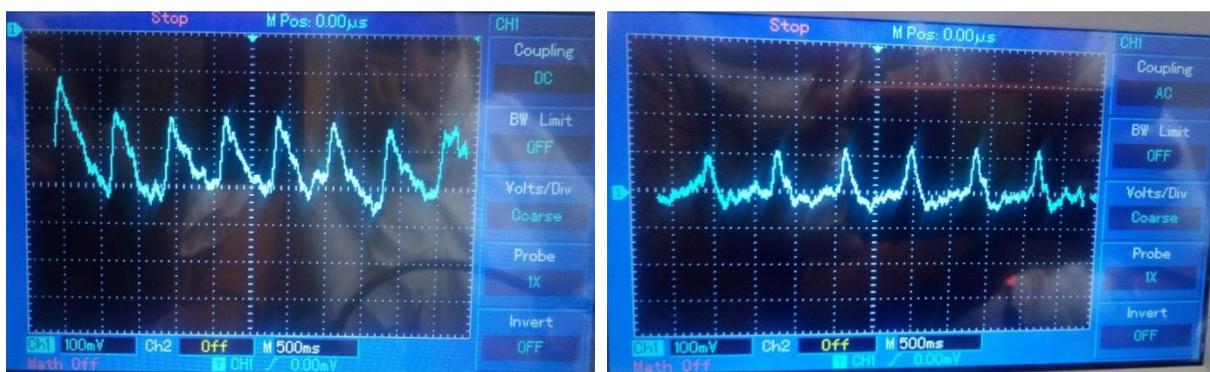


Figure 3.21 signal obtenu de la LED rouge en mode AC à droite et en mode DC à gauche.

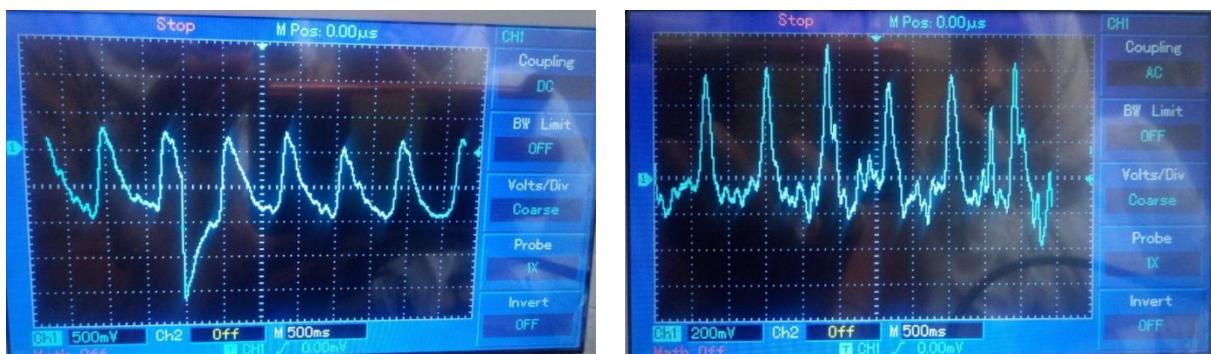


Figure 3.22 signal obtenu de la LED infrarouge en mode AC à droite et en mode DC à gauche.

## Chapitre 3 : Test de dispositif et visualisation des résultats

Les résultats obtenus des amplitudes AC et DC permettant de calculer le paramètre SpO2 manuellement par l'application de la relation suivant :  $SpO2=110 - 25R$ .

Sachant que  $R$  c'est le rapport décrit par la relation suivante :

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

Les mesures sont regroupées sur le Tableau 1.

	AC (mV)	DC (mV)	AC/DC
Rouge	180	600	0.3
Infrarouge	660	1750	0.377
R	0.7954545455		
SpO2	110-25*(R)=90.11%		

Figure3.23 Tableau des mesures pour calculer l'SpO2.

### II.5 Circuit d'offset

#### II.5.1 Le circuit imprimé

Le circuit d'offset a été réalisé suivant le schéma électrique annoncé dans le chapitre 2, (figure2.28).

La figure 3.24 illustre le circuit offset que nous avons réalisé.

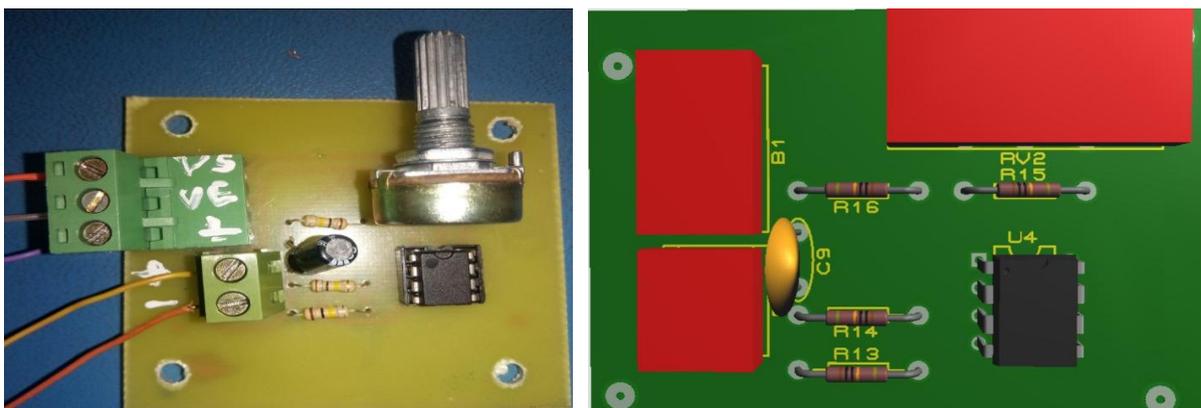


Figure3.24 schéma de circuit imprimé a droite ; photo de circuit réalisé a gauche.

#### II.5.2 test de fonctionnement de circuit d'offset

Comme nous avons indiqué au paravent, L'ajout du décalage en tension est nécessaire pour pouvoir faire la conversion analogique numérique des signaux par la carte Arduino.

## Chapitre 3 : Test de dispositif et visualisation des résultats

Les résultats obtenus a la sortie d'offset sur l'oscilloscope présentés dans la figure3.25

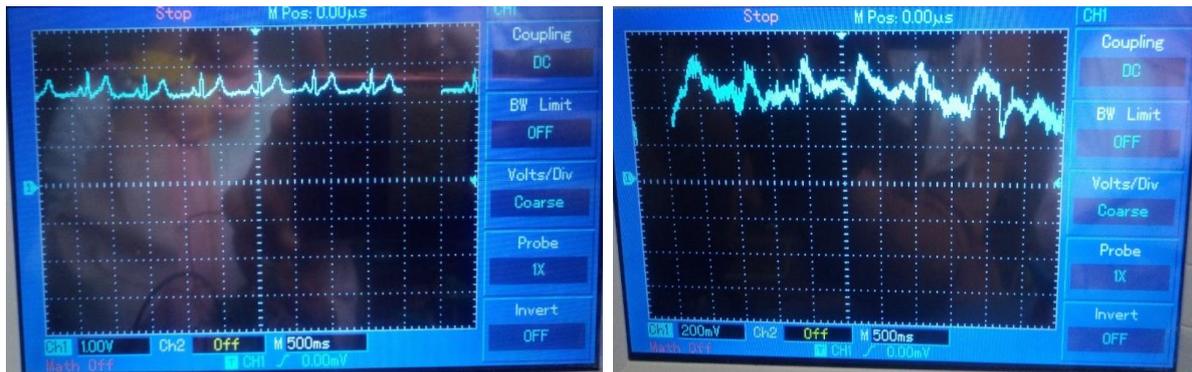


figure3.25 le signale de PPG a la sortie d'offset a droite ; signale de ECG a la sortie d'offset a gauche.

### III. Le système réalisé

La figure 3.26 représente le produit final que nous avons réalisé à partir des capteurs jusqu'à la numérisation des signaux.

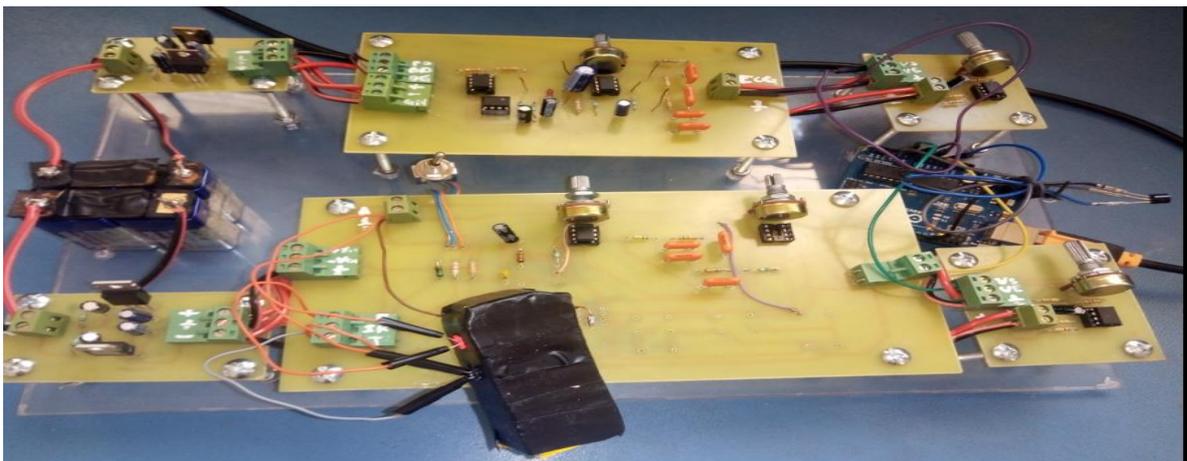


Figure3.26 photo de notre dispositif.

## III.1 Résultat final

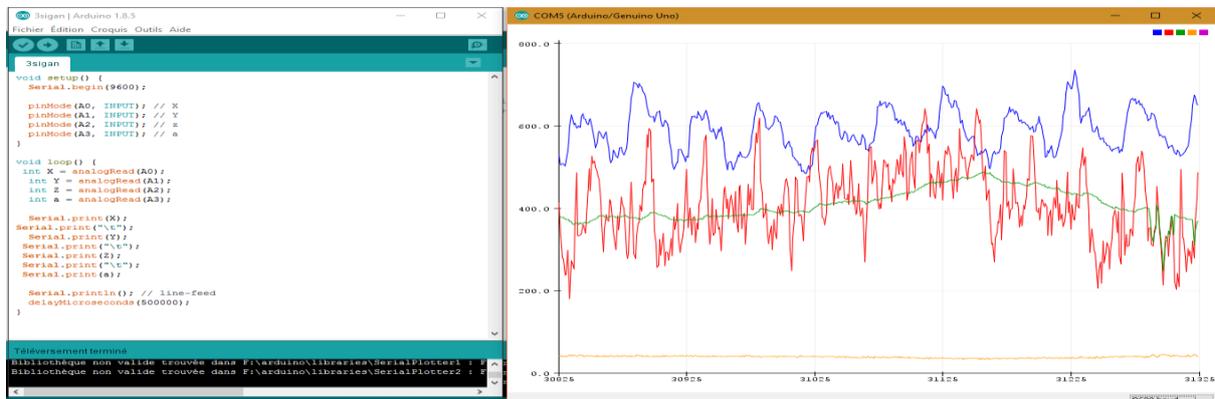
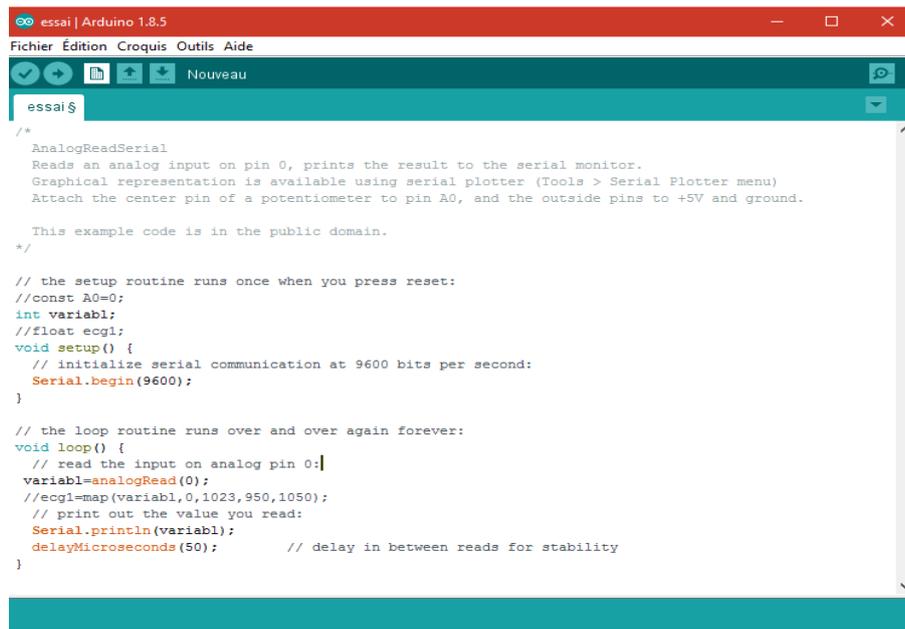


Figure 3.27 le code Arduino et le résultat final de travail.

Afin de visualiser les signaux sur PC. Une conversion numérique analogique a été effectuée à l'aide de la carte Arduino.

Le programme Arduino qui permet de faire cette conversation est le suivant :

The figure shows a screenshot of the Arduino IDE with the following code in the editor:

```
/*
  AnalogReadSerial
  Reads an analog input on pin 0, prints the result to the serial monitor.
  Graphical representation is available using serial plotter (Tools > Serial Plotter menu)
  Attach the center pin of a potentiometer to pin A0, and the outside pins to +5V and ground.

  This example code is in the public domain.
  */

// the setup routine runs once when you press reset:
//const A0=0;
int variabl;
//float ecg1;
void setup() {
  // initialize serial communication at 9600 bits per second:
  Serial.begin(9600);
}

// the loop routine runs over and over again forever:
void loop() {
  // read the input on analog pin 0:
  variabl=analogRead(0);
  //ecg1=map(variabl,0,1023,950,1050);
  // print out the value you read:
  Serial.println(variabl);
  delayMicroseconds(50); // delay in between reads for stability
}
```

Figure3.28 le programme Arduino utilisé pour affiché les signaux.

### III.1.1 les résultats obtenus

Le programme présenté dans la figure 3.26 ne permet que d'afficher un seul signal. Les figures 3.27 et 3.28 illustrent respectivement les signaux ECG et PPG acquis au niveau du logiciel Arduino.

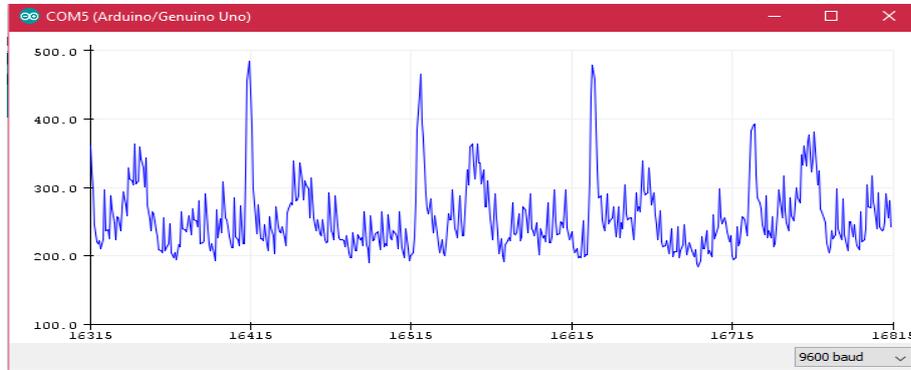


Figure 3.29 le signal ECG numérisé.

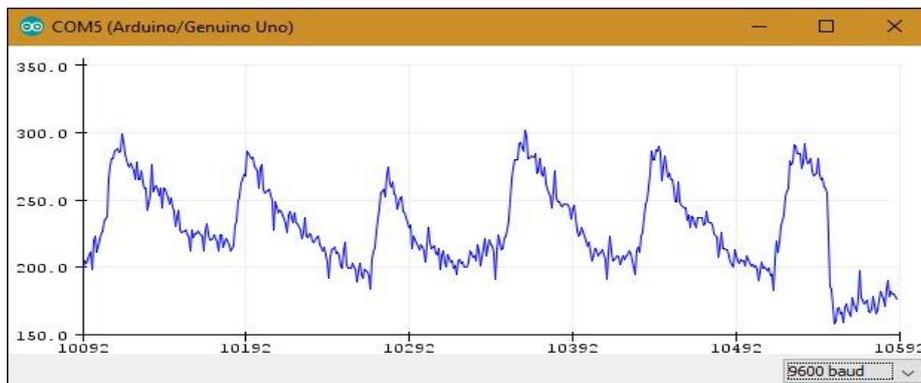


Figure 3.30 le signal PPG numérisé.

Pour afficher les 4 signaux au même temps, nous avons besoin de l'existence d'un fichier « plotter » au niveau de librairie du programme Arduino pour bien fonctionner.

- ✓ Le code utilisé pour afficher les signaux au même temps :

```
3sigan | Arduino 1.8.5
Fichier Édition Croquis Outils Aide
3sigan
void setup() {
  Serial.begin(9600);

  pinMode(A0, INPUT); // X
  pinMode(A1, INPUT); // Y
  pinMode(A2, INPUT); // z
  pinMode(A3, INPUT); // a
}

void loop() {
  int X = analogRead(A0);
  int Y = analogRead(A1);
  int Z = analogRead(A2);
  int a = analogRead(A3);

  Serial.print(X);
  Serial.print("\t");
  Serial.print(Y);
  Serial.print("\t");
  Serial.print(Z);
  Serial.print("\t");
  Serial.print(a);

  Serial.println(); // line-feed
  delayMicroseconds(500000);
}
```

Figure3.31 code Arduino utilisé.

- ✓ Les résultats obtenus :

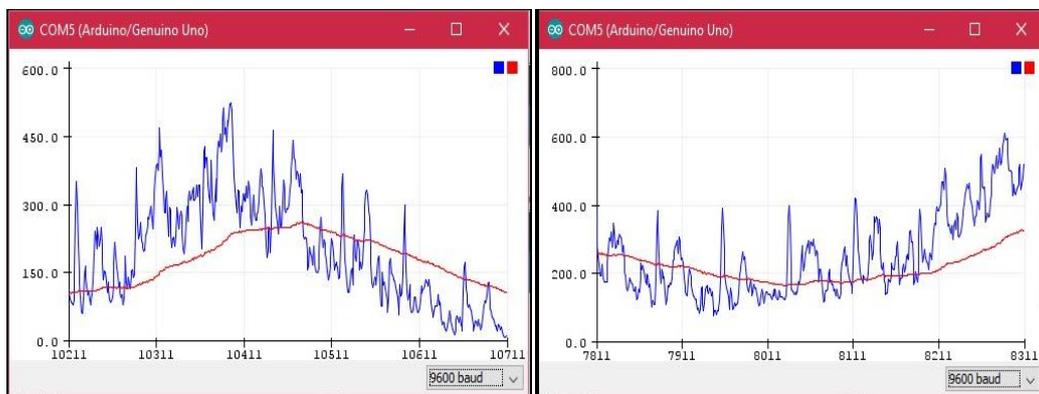


Figure3.32 signal ECG avec le signal obtenu à la sortie de filtre de respiration.

Noter que tout ces mesure sont effectués par des électrodes ECG placé dans les bras. Pour une bonne détection des mouvements de respiration, il faut que les électrodes soit placées au niveau de thorax.

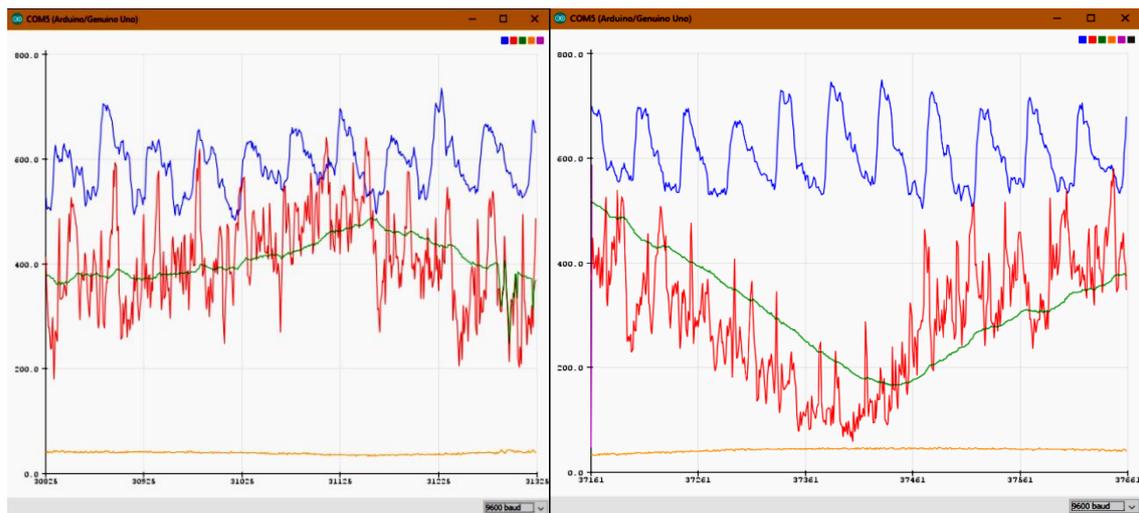


Figure3.33 affichages des quatre paramètres simultanément.

- PPG.
- ECG.
- RESPIRATION.
- TEMPERATURE.

### Conclusion

Dans cette partie, nous avons détecté, visualisé sur l'oscilloscope et affiché sur le PC à l'aide d'une carte Arduino, les quatre paramètres que nous avons étudié dans ce travail. Tous les résultats obtenus au cours de la réalisation de notre dispositif ont été présenté dans ce dernier chapitre, ainsi qu'une mesure manuelle de taux de la SpO<sub>2</sub>.

*conclusion générale*

## CONCLUSION GENERALE

Dans notre projet de fin d'études, nous avons réalisé un moniteur de surveillance permettant grâce à des capteurs et des circuits électroniques simples, de détecter plusieurs paramètres physiologiques vitaux (Le signal ECG par des électrodes placées sur la surface de la peau, et la température en utilisant LM35 et le signal PPG à travers un capteur utilisant le principe de la mesure spectrale placé sur le doigt). Sachant que ces trois explorations fonctionnelles (ECG, la température corporelle et PPG) sont devenues inséparables aujourd'hui pour établir un diagnostic de base.

L'étude réalisée dans ce projet porte sur l'étude des principaux circuits électroniques pour la conception d'un tel dispositif médical. Les signaux physiologiques détectés par ces dispositifs sont extrêmement sensibles à diverses sources de bruit. Afin de garantir la bonne conception et la mise en forme de ces signaux, nous avons suivi deux étapes fondamentales. La première étape concerne la conception et la réalisation des capteurs biomédicaux pour obtenir la meilleure détection. La deuxième étape consiste à mise en forme de ces signaux en termes d'amplification et de filtrage, puis à la fin l'acquisition digitale conçue au tour de la carte universelle Arduino.

Ce travail nous a permis de faire face à de nombreux obstacles lors de la réalisation de l'appareil. Enfin, nous avons eu l'occasion de nous rencontrer et d'apprendre de nombreuses techniques telles que les logiciels de programmation et de simulation et d'approfondir nos connaissances dans le domaine de l'acquisition en temps réel et du traitement du signal physiologique.

Pour la continuité et l'amélioration de ce travail, il est important que la partie capteur soit développée et amélioré considérablement pour la détection du signal PPG et aussi la conception d'un capteur spécifique pour le signal de la respiration, comme nous pouvons compléter le circuit PPG pour calculer automatiquement le taux de SpO<sub>2</sub>.

La partie traitement numérique du signal peut être explorée pour améliorer la qualité de ce projet en utilisant le filtrage numérique les algorithmes de calcul pour extraire automatiquement plusieurs paramètres utiles dans le diagnostic médical et par la suite, la présentation des tous ces informations au médecin sous forme d'interface logicielle.

Outre les paramètres étudiés dans ce manuscrit, Les moniteurs incluent désormais le PNI (pression non invasive), un électroencéphalogramme et des mesures de pression partielle du monoxyde de carbone (CO). Ces paramètres peuvent être inclus dans un futur circuit de monitoring.

## BIBLIOGRAPHIE

- [1] BEREKSI REGUIG Fethi «CONCEPTION ET RÉALISATION D'UN DISPOSITIF D'EXPLORATION FONCTIONNELLE CARDIO-VASCULAIRE » Projet national de recherche PNR université Abou Bekr Blkaid, Tlemcen Algérie, 2011-2013
- [2] C.CABROL, R.VIALLE et H.GUERIN-SURVILLE « anatomie de cœur humain» livre 2002-2003
- [3] Thierry GAULT « physiologie le cœur »
- [4] Dib Nabil « ANALYSE temporelle et fréquentielle des différentes ondes du signal ECG en vue d'une reconnaissance de signatures de pathologies cardiaques » Mémoire de Magister université Abou Bekr Blkaid, Tlemcen, Algérie, 2009.
- [5] François Boustani « L'essentiel en cardiologie » livre, page 5, année 2009
- [6] AMRI MOHAMED CHAKIB « Développement et réalisation d'un électrocardiographe ECG » master imagerie et appareillage biomédical Université M'Hamed Bougera-Boumerdes, Soutenu le 06 /07/2017
- [7] PDF la respiration –Terminale ST2S-2012/2013.
- [8] M.BRESCIA Anthony « influence d'un traitement ostéopathique des muscle respiratoires sur les volumes et capacités pulmonaires, chez le sujet sain, non fumeur. Objectivation par spirométrie. » pour l'obtention du diplôme d'ostéopathe (D.O) 2014.
- [9] Johanne Marcotte et Renée Ouimet « les branches et les pommons »2005.
- [10] JM Deblay « anatomie et phyqiologie : Appareil respiratoire Appareil circulatoire »cours 2017
- [11] Dr BOUKARBACHE Leila « les pommons, les plèvres et segmentation pulmonaire »cours pour étudiants de deuxième année de médecine 06/11/2016.
- [12] E.Marchand,M.Decramer « les muscles respiratoires anatomie, physiologie, exploration fonctionnelle et importance en physiopathologie respiratoire »livre, decembre1999.
- [13] Bah ahmed Sara « Température »cours de physique 7 éme année 28/12/2016.
- [14] Hichem Lamine Islam BOULARES et DOUIB MOUSLIR « Réalisation d'un dispositif de mesure de températures dans une cavité fermée et différentiellement chauffée » université des sciences et de la technologie Houari-BOUMEDIENE Algérie Licence en physique énergétique 2001.
- [15] I.Sermet-Gaudelus , I.Chadelat, « la mesure de la température en pratique pédiatrique quotidienne » livre, 06/01/2005.
- [16] Elmer-Haerrig « la mesure de la saturation » livre, premier édition mars 2004.
- [17] BOUVIER Jaouen, HYVERT Alexandre et MALACRINO Michel, « Monitoring : principes techniques », projet d'Intégration, MASTER Management des technologies en santé (MTS), UTC, 2005-2006.

[18] MEDA BEREKSI REGUIG « l'oxymétrie de pouls » cours <http://dspace.univ-tlemcen.dz/bitstream/112/5074/2/chapitre201%pdf>

[19] Hadj ahme lalmia S.Rerbal, « traitement numérique du signal physiologique en télé-médecine », thèse de doctorat, université Abou bekr belkaid, Tlemcen, Algérie, 2014.

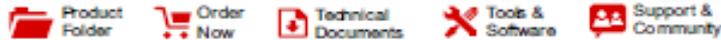
[20] M. Feissel, « la pléthysmographie de l'oxymètre de pouls : un ancien tracé plein d'avenir principes et applications cliniques, » Réanimation, vol. 16, no. 2, pp. 124\_131, 2007.

[21] Benoit, Gilbert, Walter MARTINET « INTERET DE L'UTILISATION DE L'OXYMETRIE DE POULS EN MEDECINE VETERINAIRE : ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE » THESE pour le doctorat vétérinaire 2005.

[22] DORSCH JA, DORSCH SE. « pulse oximetry. In: Understanding anaesthesia equipment ». 4<sup>th</sup> ed. Baltimore. Williams and wilkins. 1999 : 811-847.

[23] MAROUF Nour El houda et MAHAMDAOUI Djamila « Etude et réalisation d'un système pour la détection des signaux ECG et PPG » MASTER en génie Biomédicale de l'université Abou Bekr Blkaid, le 25 juin 2018.

# ANNEXE



LM35

SNIS159H—AUGUST 1999—REVISED DECEMBER 2017

## LM35 Precision Centigrade Temperature Sensors

### 1 Features

- Calibrated Directly in Celsius (Centigrade)
- Linear + 10-mV/°C Scale Factor
- 0.5°C Ensured Accuracy (at 25°C)
- Rated for Full -55°C to 150°C Range
- Suitable for Remote Applications
- Low-Cost Due to Wafer-Level Trimming
- Operates From 4 V to 30 V
- Less Than 60-μA Current Drain
- Low Self-Heating, 0.08°C in Still Air
- Non-Linearity Only ±¼°C Typical
- Low-Impedance Output, 0.1 Ω for 1-mA Load

### 2 Applications

- Power Supplies
- Battery Management
- HVAC
- Appliances

### 3 Description

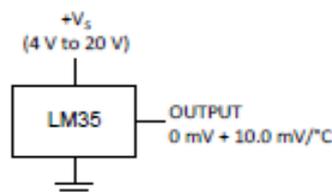
The LM35 series are precision integrated-circuit temperature devices with an output voltage linearly-proportional to the Centigrade temperature. The LM35 device has an advantage over linear temperature sensors calibrated in Kelvin, as the user is not required to subtract a large constant voltage from the output to obtain convenient Centigrade scaling. The LM35 device does not require any external calibration or trimming to provide typical accuracies of ±¼°C at room temperature and ±¼°C over a full -55°C to 150°C temperature range. Lower cost is assured by trimming and calibration at the wafer level. The low-output impedance, linear output, and precise inherent calibration of the LM35 device makes interfacing to readout or control circuitry especially easy. The device is used with single power supplies, or with plus and minus supplies. As the LM35 device draws only 60 μA from the supply, it has very low self-heating of less than 0.1°C in still air. The LM35 device is rated to operate over a -55°C to 150°C temperature range, while the LM35C device is rated for a -40°C to 110°C range (-10° with improved accuracy). The LM35-series devices are available packaged in hermetic TO transistor packages, while the LM35C, LM35CA, and LM35D devices are available in the plastic TO-92 transistor package. The LM35D device is available in an 8-lead surface-mount small-outline package and a plastic TO-220 package.

#### Device Information<sup>(1)</sup>

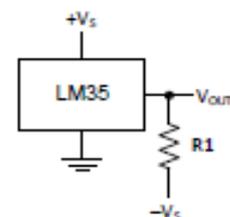
PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
LM35	TO-CAN (3)	4.699 mm × 4.699 mm
	TO-92 (3)	4.30 mm × 4.30 mm
	SOIC (8)	4.90 mm × 3.91 mm
	TO-220 (3)	14.986 mm × 10.16 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the datasheet.

#### Basic Centigrade Temperature Sensor (2°C to 150°C)



#### Full-Range Centigrade Temperature Sensor



Choose  $R_1 = -V_S / 50 \mu\text{A}$   
 $V_{OUT} = 1500 \text{ mV at } 150^\circ\text{C}$   
 $V_{OUT} = 250 \text{ mV at } 25^\circ\text{C}$   
 $V_{OUT} = -550 \text{ mV at } -55^\circ\text{C}$

An IMPORTANT NOTICE at the end of this data sheet addresses availability, warranty, changes, use in safety-critical applications, intellectual property matters and other important disclaimers. PRODUCTION DATA.

## UA741

# GENERAL PURPOSE SINGLE OPERATIONAL AMPLIFIERS

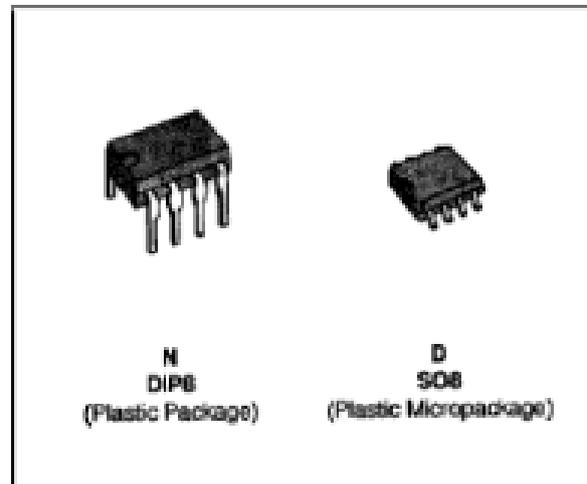
- LARGE INPUT VOLTAGE RANGE
- NO LATCH-UP
- HIGH GAIN
- SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- NO FREQUENCY COMPENSATION REQUIRED
- SAME PIN CONFIGURATION AS THE UA709
- ESD INTERNAL PROTECTION

### DESCRIPTION

The UA741 is a high performance monolithic operational amplifier constructed on a single silicon chip. It is intended for a wide range of analog applications.

- Summing amplifier
- Voltage follower
- Integrator
- Active filter
- Function generator

The high gain and wide range of operating voltages provide superior performances in integrator, summing amplifier and general feedback applications. The internal compensation network (6dB / octave) insures stability in closed loop circuits.

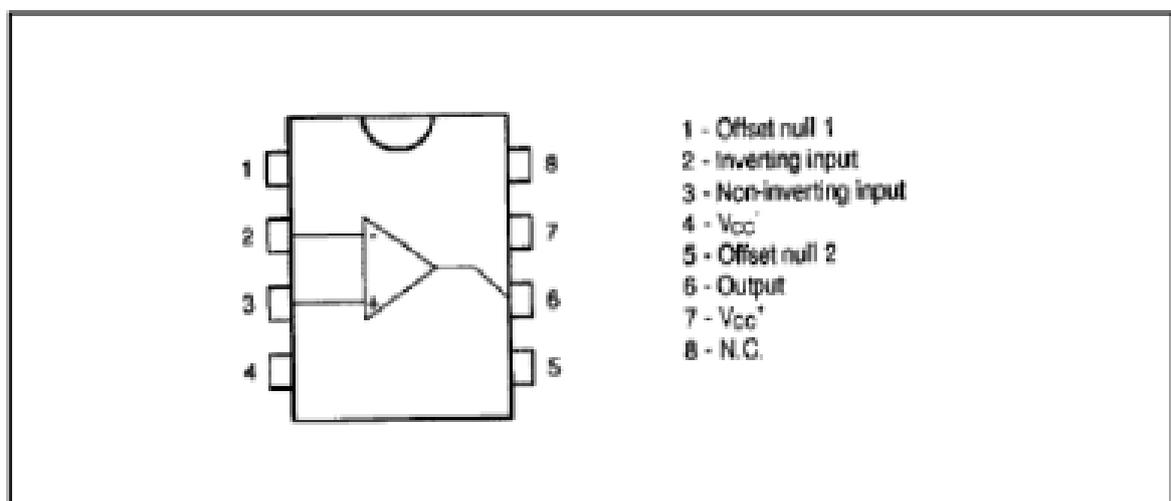


### ORDER CODES

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
UA741C/E	0°C, +70°C	•	•
UA741I	-40°C, +105°C	•	•
UA741M/A	-55°C, +125°C	•	•
<b>Example : UA741CN</b>			

PHI-05198A

### PIN CONNECTIONS (top view)

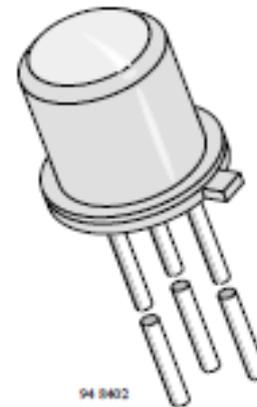


## Silicon NPN Phototransistor

### Description

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

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



### Features

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

### Applications

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

### Absolute Maximum Ratings

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

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

## INA12x Precision, Low-Power Instrumentation Amplifiers

A newer version of this device is now available: [INA828](#)

### 1 Features

- A newer version of this device is now available: [INA828](#)
- Low offset voltage: 50  $\mu\text{V}$  maximum
- Low drift: 0.5  $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$  maximum
- Low Input Bias Current: 5 nA maximum
- High CMR: 120 dB minimum
- Inputs protected to  $\pm 40\text{ V}$
- Wide supply range:  $\pm 2.25\text{ V}$  to  $\pm 18\text{ V}$
- Low quiescent current: 700  $\mu\text{A}$
- Packages: 8-pin plastic DIP, SO-8

### 2 Applications

- Bridge amplifier
- Thermocouple amplifier
- RTD sensor amplifier
- Medical instrumentation
- Data acquisition

### 3 Description

The INA128 and INA129 are low-power, general purpose instrumentation amplifiers offering excellent accuracy. The versatile 3-op amp design and small size make these amplifiers ideal for a wide range of applications. Current-feedback input circuitry provides wide bandwidth even at high gain (200 kHz at  $G = 100$ ).

A single external resistor sets any gain from 1 to 10,000. The INA128 provides an industry-standard gain equation; the INA129 gain equation is compatible with the AD620.

The INA12x is available in 8-pin plastic DIP and SO-8 surface-mount packages, specified for the  $-40^\circ\text{C}$  to  $+85^\circ\text{C}$  temperature range. The INA128 is also available in a dual configuration, the INA2128.

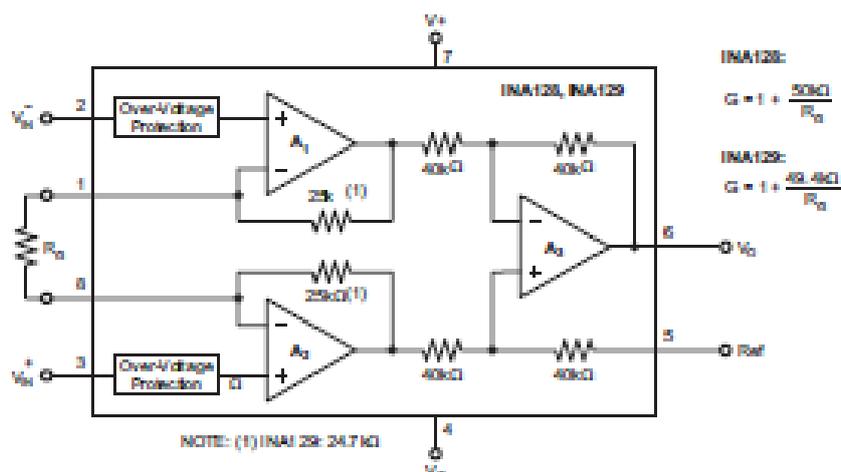
The upgraded [INA828](#) offers a lower input bias current (0.6 nA maximum) and lower noise (7  $\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ ) at the same quiescent current. See the [Device Comparison Table](#) for a selection of precision instrumentation amplifiers from Texas Instruments.

#### Device Information<sup>(1)</sup>

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
INA128, INA129	SOIC (8)	3.91 mm × 4.90 mm
	PDP (8)	8.95 mm × 9.81 mm

(1) For all available packages, see the package option addendum at the end of the data sheet.

#### Simplified Schematic



# RESUME

Il est nécessaire de pouvoir suivre l'évolution de certains paramètres physiologiques en temps réel. Pour assurer la sécurité des patients par l'intermédiaire d'un moniteur de surveillance multiparamétriques, Ces équipements sont capables d'assurer plusieurs mesures et analyses après avoir enregistré les informations correspondantes aux différents paramètres physiologiques. Les paramètres régulièrement surveillés sont les suivants: l'activité cardiaque, les mouvements respiratoires, la température et la saturation en oxygène.

Le monitoring dépend des méthodes de mesure par des capteurs situés à l'extérieur du corps afin d'éviter tout prélèvement du patient. Les capteurs de chacune des méthodes sont basés sur des principes physiques distincts.

Les résultats obtenus par ce système sont des signaux de bonne qualité visualisés sur oscilloscope puis numérisés et visualisés sur PC à travers une carte Arduino uno.

De plus quelque soit la technologie employée, il existe certaines possibilités d'erreurs soit liées au patient soit liées au matériel lui-même. Il est donc important pour un ingénieur biomédical de connaître ces différents aspects d'un matériel essentiel à la pratique médicale.

**Mots clés :** Moniteur, monitoring, paramètre physiologique, Arduino uno, ECG, PPG, SpO2.

## ملخص

من الضروري أن تكون قادرًا على متابعة تطور بعض المعلمات الفسيولوجية في الوقت الفعلي. لضمان سلامة المرضى عبر جهاز مراقبة متعدد المعلمات ، فإن هذه الأجهزة قادرة على إجراء قياسات وتحليلات متعددة بعد تسجيل المعلومات ذات الصلة وفقًا لمقاييس فسيولوجية مختلفة. المعلمات التي يتم رصدها بانتظام هي: نشاط القلب ، حركات الجهاز التنفسي ، درجة الحرارة وتشبع الأكسجين.

تعتمد المراقبة على طرق القياس بواسطة أجهزة استشعار موجودة خارج الجسم لتجنب أي أخذ عينات من المريض. تعتمد مجسات كل طريقة على مبادئ مادية متميزة.

النتائج التي تم الحصول عليها من هذا النظام هي إشارات ذات نوعية جيدة تصور على الذبذبات ثم رقمنة وتصور على جهاز الكمبيوتر من خلال لوحة اردوينو أونو.

علاوة على ذلك ، أيا كانت التكنولوجيا المستخدمة ، فهناك احتمالات معينة للأخطاء سواء المتعلقة بالمريض أو تتعلق بالمواد نفسها. لذلك من المهم بالنسبة لمهندس الطب الحيوي معرفة هذه الجوانب المختلفة من المواد الضرورية للممارسة الطبية.

كلمات البحث: مراقبة ، رصد ، المعلمة الفسيولوجية ، اردوينو أونو ، تخطيط القلب ، الصور تخطيط التحجم ، تشبع الأكسجين النبضي

## Abstract

It is necessary to be able to follow the evolution of certain physiological parameters in real time. To ensure patient safety via a multiparametric monitoring monitor, these devices are able to perform multiple measurements and analyzes after recording the corresponding information to different physiological parameters. The parameters regularly monitored are: cardiac activity, respiratory movements, temperature and oxygen saturation.

Monitoring depends on measurement methods by sensors located outside the body in order to avoid any sampling of the patient. The sensors of each method are based on distinct physical principles.

The results obtained by this system are signals of good quality visualized on oscilloscope then digitized and visualized on PC through a Arduino uno board.

Moreover whatever the technology employed, there are certain possibilities of errors either related to the patient or related to the material itself. It is therefore important for a biomedical engineer to know these different aspects of a material essential to medical practice.

**Keywords:** Monitor, monitoring, physiological parameter, Arduino uno, ECG , PPG, SpO2.