

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



**Faculté de Génie Électrique et Informatique**  
**DEPARTEMENT ELECTRONIQUE**

## **Mémoire de Fin d'Etudes**

**En vue de l'obtention du diplôme de Master en Electronique**

**Option : Instrumentation**

### ***Thème***

**Conception et réalisation d'un moniteur  
de surveillance médical multiparamétriques à base d'une  
carte Arduino Uno**

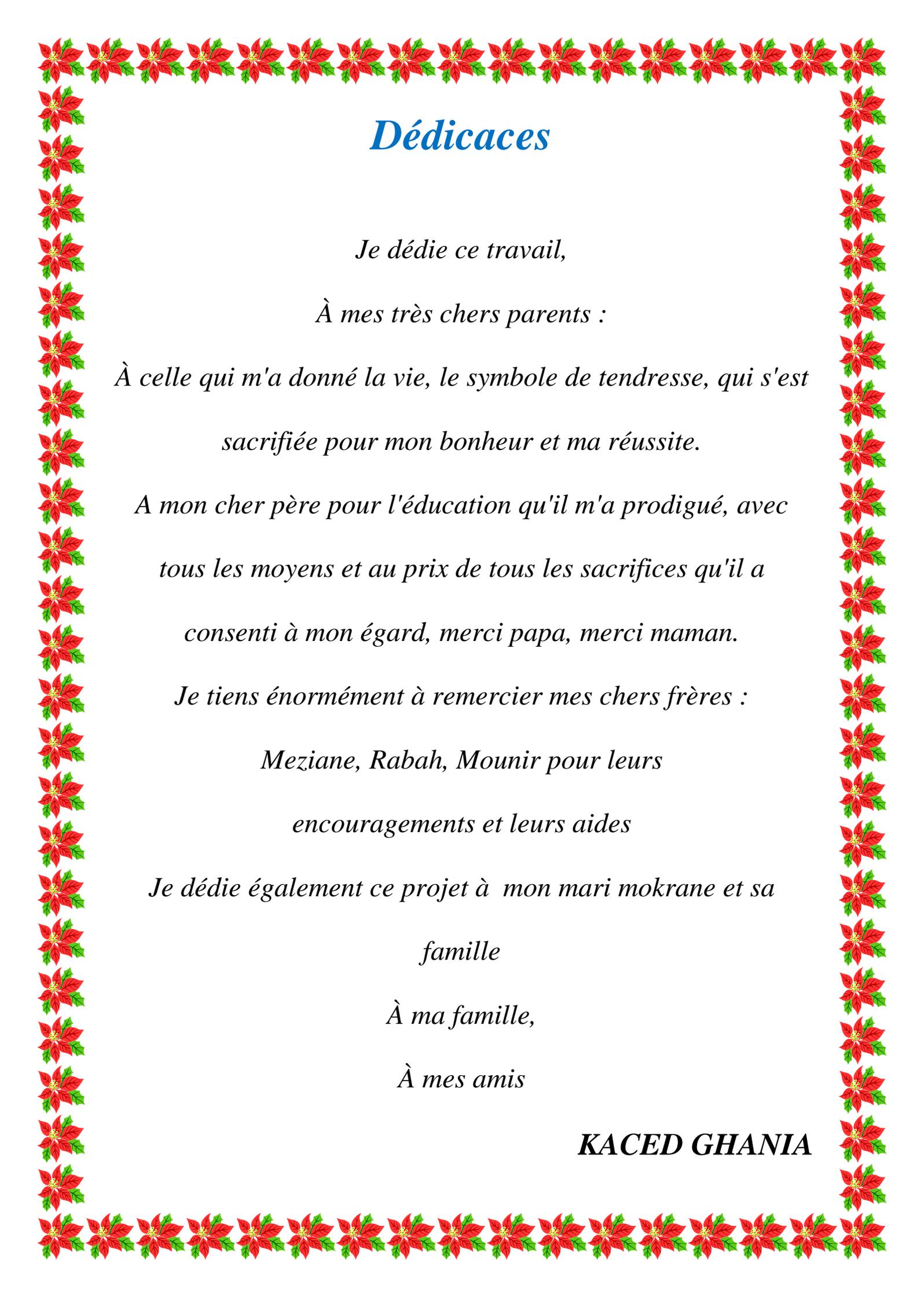
**Présenté par :**

M<sup>elle</sup>. KACED GHANIA

Mr: AOUDIA DJAMEL DDINE

**Dirigés par : R.ZIRMI**

**Promotion 2018**



## *Dédicaces*

*Je dédie ce travail,*

*À mes très chers parents :*

*À celle qui m'a donné la vie, le symbole de tendresse, qui s'est  
sacrifiée pour mon bonheur et ma réussite.*

*A mon cher père pour l'éducation qu'il m'a prodigué, avec  
tous les moyens et au prix de tous les sacrifices qu'il a  
consenti à mon égard, merci papa, merci maman.*

*Je tiens énormément à remercier mes chers frères :*

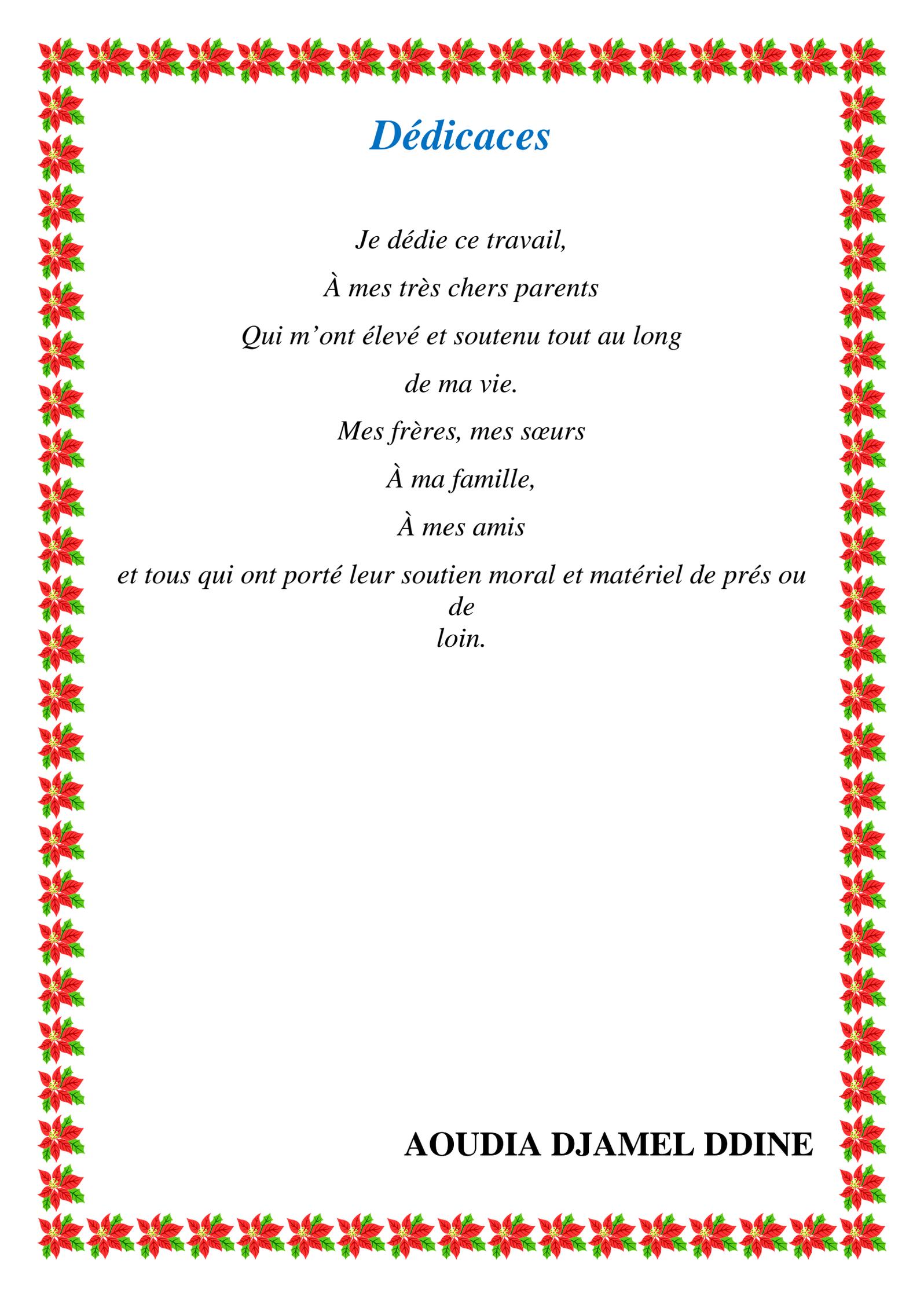
*Meziane, Rabah, Mounir pour leurs  
encouragements et leurs aides*

*Je dédie également ce projet à mon mari mokrane et sa  
famille*

*À ma famille,*

*À mes amis*

**KACED GHANIA**



## *Dédicaces*

*Je dédie ce travail,*

*À mes très chers parents*

*Qui m'ont élevé et soutenu tout au long*

*de ma vie.*

*Mes frères, mes sœurs*

*À ma famille,*

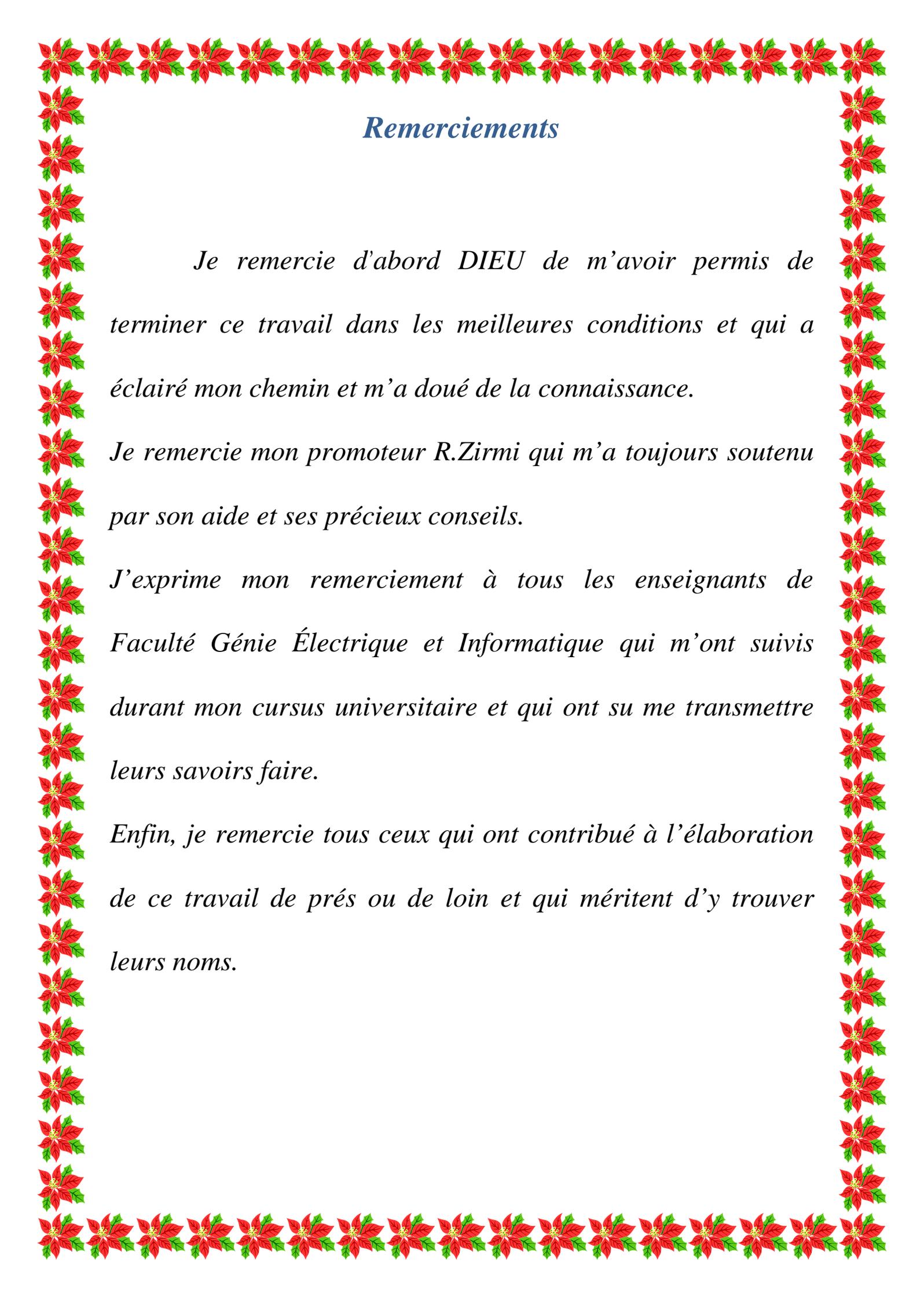
*À mes amis*

*et tous qui ont porté leur soutien moral et matériel de près ou*

*de*

*loin.*

**AOUDIA DJAMEL DDINE**



## *Remerciements*

*Je remercie d'abord DIEU de m'avoir permis de terminer ce travail dans les meilleures conditions et qui a éclairé mon chemin et m'a doué de la connaissance.*

*Je remercie mon promoteur R.Zirmi qui m'a toujours soutenu par son aide et ses précieux conseils.*

*J'exprime mon remerciement à tous les enseignants de Faculté Génie Électrique et Informatique qui m'ont suivis durant mon cursus universitaire et qui ont su me transmettre leurs savoirs faire.*

*Enfin, je remercie tous ceux qui ont contribué à l'élaboration de ce travail de près ou de loin et qui méritent d'y trouver leurs noms.*

## Liste des abréviations signes et symboles

**ECG** : Electrocardiogramme.

**Spo2** : saturation pulsatile en oxygène.

**NIBP** La pression artérielle non invasive.

**PNI** : La pression artérielle invasive.

**PB** : pression du brassard.

**PA** pression artérielle.

**TA** : Tension Artérielle

**PS** : la pression de sanguine systolique.

**PAM** : Pression Artérielle Moyenne

**PD** : la pression de sanguine diastolique.

**PAD** : pression artérielle diastolique.

**PAS** : pression artérielle systolique.

**LCD** : Liquid-Crystal Display.

**MCU** : Micro-Controller Unit.

**AC** : Alternating Component (composante alternative)

**ADC** : Analog to Digital Converter

**CAN** : Convertisseur Analogique Numérique

**DC** : Débit Cardiaque

**DC** : Direct Component (composante continue)

**FC** : Fréquence Cardiaque

**Filtre PB** : Filtre Passe-bande

**HTA** : Hypertension Artérielle

**PA diff** : Pression Artérielle Différentielle

## Table de matières

Introduction générale .....	1
<b>Chapitre1 : généralités sur les moniteurs de surveillance multiparamétrique</b>	
1- Le moniteur de surveillance médical .....	2
1-1- spécificités et mode de fonctionnement.....	3
1-2- types de moniteurs.....	3
1-3- le choix de moniteur.....	4
2- Les fonctionnalités les plus fréquemment présentes .....	4
2-1- ECG.....	5
2-1-1- Principe .....	5
2-1-2- Electrodes .....	5
2-2- Le taux d'oxygène dans le sang (SPO2).....	6
2-2-1- Théorie et principes de la mesure de la saturation d'O2 .....	6
2-2-2- Physiologie sanguine .....	6
2-2-3- Principe physique.....	6
2-2-4- les pièces d'équipement.....	7
2-2-4-1- capteur.....	7
2-2-4-2- le microprocesseur .....	8
2-2-4-3- l'écran .....	8
2-2-5- les utilisations de l'oxymètre.....	8
2-2-6- Acquisition et traitement du signal.....	8
2-2-6-1- Positionnement du capteur.....	8
2-2-6-2- Traitement du signal .....	9
2-2-7- les situations qui fait fausser la mesure .....	9
2-3- la pression artérielles PA.....	9
2-3-1- Tension systolique et diastolique.....	10
2-3-2- le tensiomètre.....	11
2-3-2-1- tensiomètre automatique/électronique.....	11
A. tensiomètre électronique au bras.....	12
B. tensiomètre électronique au poignet .....	12
2-3-3- Les différentes pièces .....	12
2-3-3-1- Le brassard.....	13

2-3-3-2- Le tuyau flexible.....	13
2-3-3-3- La pompe.....	13
2-3-3-4- Le détecteur de pression.....	14
2-3-4- Principe Physique.....	14
2-3-5- Le traitement de l'information .....	14
2-3-6- Principe du capteur .....	16

## **Chapitre II : Outils pour le développement du système électronique**

1- Bloc diagramme .....	17
2- Description du système .....	18
A. Tensiomètre.....	18
B. Oxymètre de pouls.....	18
C. Thermomètre.....	18
D. Electrocardiogramme ECG.....	18
2-1- Partie numérique.....	18
2-1-1- Présentation de la carte ARDUINO.....	18
2-2-2- le principe de fonctionnement de l'Arduino .....	18
2-1-3- Les avantages de choix de la carte Arduino.....	19
2-1-4- La cate d'Arduino Uno.....	19
2-1-5- Présentation du Logiciel L'IDE Arduino.....	22
2-2- Partie analogique.....	24
2-2-1- le circuit du tensiomètre .....	24
2-2-1-1- le système pneumatique .....	24
a- Poire Sphygmanométrique .....	24
b- Le brassard .....	25
2-2-1-2- Capteur de pression .....	26
2-2-1-3- l'amplificateur DC (AD620).....	29
2-2-1-4- amplificateur TL081IN.....	30
2-2-1-5- l'afficheur LCD.....	31
2-2-1- pour le circuit de l'oxymétrie de pouls.....	31
2-2-1-4- Principe général de fonctionnement de l'oxymètre de pouls .....	32
2-2-1-5- Capteur MAX30100.....	32

## **Chapitre III : Circuit électronique et Programmation**

1- La réalisation matérielle.....	36
1-1- tensiomètre.....	36
1-1-1- le circuit analogique.....	36
1-1-1-1- Les filtres.....	37
1-1-1-2- Le filtre utilisé passe bande.....	38
1.1.1.3. Stade de couplage AC figure.....	39
2- conception logicielle .....	40
2-1- l'environnement de programmation ARDUINO .....	40
2-2-description du logiciel Arduino.....	40
2-2-1- Les étapes de téléchargement du programme.....	42
2-2-2- Injection du programme.....	42
2-2-3- Description du programme.....	43
2-2-2- Les étapes de téléchargement du programme.....	44

## **Chapitre IV : L'assemblage final et le teste du projet réalisé.**

1-mesure de la pression artérielle :.....	45
1-1-Mesure de la pression systolique .....	45
1-2-Mesure de la pression diastolique.....	47
2-Montage Final.....	47
3-teste de la maquette.....	48
4-L'algorithme de programme.....	50
<b>Conclusion générale .....</b>	<b>51</b>

# Introduction générale

---

De manière générale, l'Homme apprend de mieux en mieux à connaître le fonctionnement de son corps. Le déroulement de ces mécanismes physiologiques est souvent silencieux et ne permet pas la lecture directe par le personnel soignant. Pour cela, il est nécessaire de développer des outils permettant d'accéder à ces différents paramètres. 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, les moniteurs sont une condition indispensable de diagnostic et de suivi du patient. Cependant, il n'est pas envisageable de réaliser un suivi de toutes les constantes de l'organisme. En effet, ceci impliquerait des mesures en grand nombre, des risques ainsi que beaucoup de temps de mise en place. Cependant, il n'est pas utile de suivre tous ces paramètres. En effet, la description de l'état général d'un patient fait principalement appel à trois grandeurs : l'électrocardiogramme, la pression partielle en oxygène ainsi que la pression artérielle, les taux de gaz halogénés dans le sang pendant une anesthésie [1].

Le but de notre projet est la réalisation d'un circuit électronique capable de mesurer successivement les pressions systoliques et les pressions diastoliques, le taux d'oxygène dans le sang ainsi que la fréquence cardiaque et la température corporelle d'un patient à l'aide d'une carte Arduino, puis les afficher sur un afficheur LCD.

Ce travail de fin d'étude a été réalisé lors d'un stage pratique que nous avons effectué au Centre Hospitalo-universitaire Nedir Mohamed et supervisé par Mr A. Rachek.

Nous avons organisé le mémoire comme suite :

Dans le premier chapitre, nous allons commencer par des généralités sur les moniteurs de surveillance multiparamétriques et les paramètres physiologiques d'un patient.

Le chapitre deux consiste à citer les composants électroniques de notre système et leurs caractéristiques pour notre projet de réalisation. Quand au troisième chapitre on va présenter les différentes étapes de la réalisation de la maquette, les circuits électroniques, les différentes connexions des composants avec la carte Arduino Uno et sa programmation, enfin l'assemblage final et le test du projet réalisé.

# Chapitre I : généralités sur les moniteurs de surveillance médical multiparamétriques

## 1- Le moniteur de surveillance médical :

Le moniteur de surveillance c'est un appareil électronique le plus souvent utilisé dans les unités de soins intensifs (services hospitaliers, réanimation, maternités, urgences, ambulances, SDIS etc. ...).

Il permet d'enregistrer, visualiser et mesure les paramètres physiologique d'un patient avec une série de capteurs placées sur ce corps et les transmettre sous forme de données qui sont affichées le plus souvent sur un écran digital tel que : l'électrocardiogramme, le rythme respiratoire (la quantité de respiration et le contenu en oxygène du sang) la fréquence et la régularité des battements cardiaques, ainsi que la tension artérielle.

Ils permettent aux professionnels de santé de faire une analyse plus ou moins complète des conditions physiologiques d'un patient et d'assurer une surveillance médicale efficace.

Les monitorings de tous les patients sont reliés à une centrale afin d'assurer une surveillance à distance avec un déclenchement d'une alarme, lorsque les chiffres mesurés ne correspondent plus aux normes habituelles, prévient l'équipe soignante de la survenue d'une défaillance d'un organe [2].

### 1-1- Spécificités et mode de fonctionnement de l'appareil :

Tout moniteur est doté d'un écran d'affichage sur lequel s'affichent les données sous forme de courbes, de chiffres ou autre. Ces dernières peuvent aussi être stockées dans la mémoire interne, ou alors, imprimées sur papier spécifique. Elles peuvent également être transférées sur l'ordinateur du médecin pour qu'il puisse les analyser. La taille de l'écran varie en fonction du produit. Il dispose aussi de plusieurs accessoires qui sont à placer sur le patient pour la prise des mesures, par exemple, les électrodes pour l'électrocardiographie, et la sonde de température. Les valeurs des paramètres mesurés sont affichées directement, sur plusieurs lignes et généralement de couleurs différentes pour une meilleure lecture. En fonction de la programmation et du paramétrage du dispositif, il est possible d'enregistrer les derniers événements, alarmes et autres situations anormales ayant récemment survécu.

Le moniteur multiparamétrique possède une alimentation électrique fiable qui doit garantir son fonctionnement à tout moment quand c'est nécessaire. Pour cela, il est équipé d'une batterie rechargeable, même s'il fonctionne aussi sur secteur. En ce qui concerne la capacité de stockage des événements, la plupart des modèles comportent une mémoire interne ayant une capacité non négligeable [2].

### 1-2- Types de moniteur:

On distingue deux types de moniteur:

-Moniteur fixe: c'est un moniteur complet et visuel permet une lecture facile de tous les paramètres.

-Moniteur mobile (transportables) : il est léger et peu encombrant.peut être emporté partout (avion, ambulance...) aussi permet le suivi du patient lors de ses déplacements dans l'hôpital ou de son transport à l'extérieur.



**Figure I.1.** Moniteur transportable



**Figure I.2.** Moniteur fixe

### 1-3- Le Choix d'un moniteur :

Pour choisir un moniteur, on doit considérer plusieurs critères :

- ✓ Les paramètres mesurés : Les nombreux modèles du marché ne proposent pas tous un suivi complet de tous les paramètres physiologiques vitaux. Certains n'en gèrent que deux (généralement la tension et la saturation en oxygène), d'autres trois (généralement la tension, la saturation en oxygène et la température corporelle).
- ✓ Le type de patients : La plupart des appareils de surveillance sont adaptés à tous les types de patients (adultes, enfants -et nourrissons), cependant ils sont le plus souvent livrés avec des accessoires pour adultes. C'est généralement le cas du brassard pour prise de tension, et du capteur SpO2.
- ✓ L'existence d'une alarme intégrée.
- ✓ la présence éventuelle d'une imprimante.
- ✓ la capacité de stockage de données.
- ✓ la connectivité avec d'autres équipements ou un réseau informatique.
- ✓ l'autonomie : (peuvent également être pris en compte).

### 2- Les fonctionnalités les plus fréquemment présentes :

La grande majorité des modèles de moniteurs médicaux sont dotés de plusieurs fonctionnalités :

- J Thermométrie (température corporelle).
- J Saturation en oxygène SPO2 et la fréquence cardiaque.
- J saturation en CO2 rejeté.
- J Electrocardiogramme.
- J Tension artérielle (La pression artérielle non invasive (NIBP)).

#### 2-1- L'électrocardiogramme :

Un ECG représente l'activité électrique dérivée du cœur. Pour y parvenir on fixe des électrodes sur la poitrine du patient. Ces dernières sont reliées à un moniteur cardiovasculaire par la liaison d'un câble qui se connecte sur le module d'acquisition ECG. En fonction du temps, il trace sur un écran ou imprime sur une bande de papier une courbe ECG spécifique. Sur la base de cette courbe ECG, on pourra reconnaître diverses modifications telles que des troubles de l'irrigation ou du rythme cardiaque ainsi que l'hypertrophie du muscle cardiaque.

### **2-1-1- Principe :**

Le corps humain est considéré électriquement comme un conducteur. Par conséquent, les potentiels d'actions générés au niveau des fibres cardiaques lors de l'activité mécanique cardiaque peuvent être recueillis par des électrodes métalliques placées sur la surface de la peau. L'enregistrement graphique de cette activité électrique du cœur est appelé signal Electrocardiogramme ECG.

### **2-1-2- Les électrodes :**

Les capteurs utilisés pour l'acquisition de signal ECG sont des électrodes de mesure qui sont placées directement sur la peau (Figure I.3).

La plaque d'argent de l'électrode est couverte d'une couche de chlorure d'argent.

Avant de placer les électrodes sur la peau, nous diffusons un électrolyte sur l'épiderme pour assurer une bonne conduction.



**Figure I.3.**les électrodes utilisées

## **2-2- Le taux d'oxygène dans le sang (SPO2)**

### **2-2-1- Théorie et principes de la mesure de la saturation d'O<sub>2</sub> :**

Le saturomètre c'est un appareil qui a l'avantage de donner en temps réel et de façon non invasive, le pourcentage de saturation de l'hémoglobine.

La technique est connue depuis plus de 40 ans et a été introduite par Squire en 1940. Le problème à l'époque était le volume de l'appareil et sa difficulté à le calibrer. Il fallut attendre les années 1960 pour que le premier appareil commercial voit le jour et soit développé par la compagnie Hewlett-Packard Corporation. En 1972, un ingénieur japonais du nom de Aoyagi a conçu un modèle qui a révolutionné toute la technologie et permis sa diffusion à travers le monde. Avec les années, les différentes améliorations apportées à l'oxymètre ont permis la

construction d'appareils de volume moindre, facilement transportable tout en étant peu dispendieux et fiable.

Il possède des avantages non négligeables. Il permet une lecture continue en temps réel de la saturation en oxygène de l'hémoglobine tout en étant non invasif, non douloureux pour le patient et relativement peu dispendieux. Il permet aussi de diminuer les risques des travailleurs de la santé à venir en contact avec le sang contaminé de certains patients.

De plus, il permet la détection précoce des événements hypoxiques avant même que l'organisme ne démontre des signes cliniques de privation en oxygène. De cette manière, il est plus facile de corriger rapidement cette situation en augmentant l'apport en oxygène.

### 2-2-2- Physiologie sanguine :

L'oxygène voyage dans le sang sous deux formes. Il est soit lié à l'hémoglobine ou soit dissous dans le sang. L'oxygène lié à l'hémoglobine représente environ 98 à 99 % de l'oxygène total transporté dans le sang tandis qu'il y a 1 à 2 % d'oxygène se dissous dans le plasma.

On peut mesurer l'oxygène dans le sang de deux façons. On peut calculer soit sa pression partielle ou son pourcentage de liaison avec l'hémoglobine. La première mesure s'obtient à l'aide d'un prélèvement sanguin au niveau d'une artère. Cette valeur est exprimée en mmHg. Elle peut s'élever aux environs de 500 mmHg si le patient respire une fraction d'oxygène de 1.0. En temps normal, tous les individus respirent une fraction d'oxygène de 0,21 ce qui amène une pression d'oxygène dans le sang d'environ 100 mmHg.

Quant au pourcentage de liaison avec l'hémoglobine, il s'obtient soit avec prélèvement sanguin ou soit par l'utilisation d'un oxymètre. Cette valeur étant un pourcentage, sa limite supérieure ne peut donc pas dépasser 100 %.

### 2-2-3- Principe physique :

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) de couleur rouge clair et l'hémoglobine non saturée (déoxyhémoglobine) de couleur bleutée. Le capteur que l'on met en contact avec la peau contient deux diodes qui émettent deux longueurs d'onde différente soit 660 nm (dans le rouge) et 940 nm (dans le bleu). Étant donné que chaque couleur absorbe une longueur d'onde différente, la différence entre les deux est rapidement convertie en pourcentage de saturation par le microprocesseur.

### 2-2-4- Les Pièces d'équipement

#### 2-2-4-1- Le capteur :

Il en existe différents modèles pour satisfaire tous les usages. Ceux que l'on utilise le plus fréquemment peuvent être placés au niveau des doigts, des orteils, sur le nez ou la plante des pieds chez les enfants.

Il se présente la grande majorité du temps sous la forme d'une pince à doigt ou d'un doigtier. Pendant son fonctionnement, le capteur émet deux types de lumières : une lumière rouge et une lumière infrarouge. Plus l'hémoglobine est **saturée en oxygène**, plus la lumière infrarouge est absorbée. À l'inverse, plus elle se libère en oxygène, plus sera perméable à la **lumière rouge**.

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.



Capteur digital (adulte - réutilisable)



Capteur oreille (adulte - réutilisable)



Capteur digital (nouveau-né - usage unique)



Capteur digital (pédiatrie - usage unique)

**Figure I.4.** Types de capteur de mesure d'SPO2

### **2-2-4-2- Le microprocesseur :**

Il est responsable de la reconstruction des débits détectés et de leur conversion en saturation. Le délai dans l'affichage est d'environ trois secondes.

### **2-2-4-3- L'écran :**

Il varie d'un modèle à l'autre mais outre la lecture de la saturation, il donne la mesure et l'amplitude du pouls.

### **2-2-5- les utilisations d'oxymètre de pouls :**

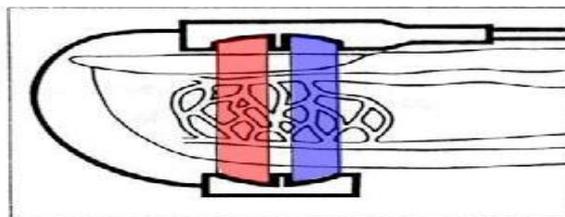
L'oxymètre de pouls est utilisé dans de nombreuses circonstances :

- ✓ Pour les patients sous anesthésie.
- ✓ En salle de surveillance après intervention.
- ✓ En médecine d'urgence.
- ✓ En réanimation.
- ✓ Par les particuliers, dans le cadre d'un maintien à domicile.

### **2-2-6- Acquisition et traitement du signal :**

#### **2-2-6-1- Positionnement du capteur**

Il s'agit de s'assurer que les deux éléments du capteur soit placé bien l'un en face de l'autre comme indiqué dans le schéma ci-dessous.



**Figure .I.5** Schéma de l'artérialisation du doigt et du positionnement d'un capteur d'oxymétrie de pouls

#### **2-2-6-2- Traitement du signal :**

Le signal permet surtout de traiter les variations de la saturation en oxygène. Pour cela le traitement du signal se déroule comme suit :

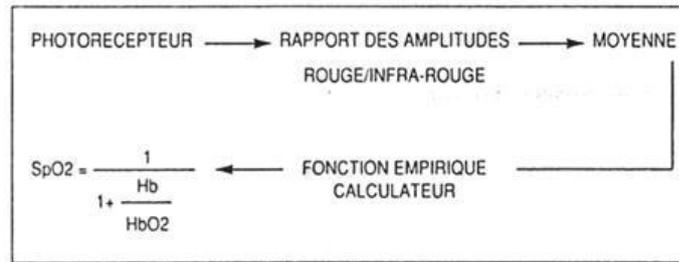


Figure I.6. Traitement du signal par le calculateur de l'oxymètre de pouls.

### 2-2-7- Quelles situations peuvent fausser la mesure ?

- ✓ Hypotension artérielle
- ✓ Hypothermie
- ✓ Troubles du rythme cardiaque
- ✓ Capteur mal positionné
- ✓ Vernis à ongles
- ✓ Mouvements du patient
- ✓ Anémie
- ✓ également à la taille du doigt, d'un orteil, etc..... (Si celui-ci est trop gros par rapport au capteur, la lumière peut ne pas être détectée, et le capteur endommagé)[7].

### 2-3- la pression artérielles PA :

La pression artérielle est essentielle pour l'approvisionnement en oxygène et nutriments des organes du corps.

Dans le corps humain, le sang est présent dans les vaisseaux sanguins, notamment dans les artères et les veines. Le sang circulant au sein des vaisseaux sanguins exerce constamment une pression sur les parois des vaisseaux. La pression est déterminée par la capacité de pompe du cœur et par l'élasticité des vaisseaux sanguins.

En général, le cœur se contracte et se relâche en moyenne 60 - 80 fois par minute. Lors de ces mouvements, il pompe le sang sous pression dans les artères pour approvisionner les organes en oxygène et en nutriments. Les vaisseaux sanguins se ramifient de plus en plus jusqu'à former les capillaires. Cette « tuyauterie » possède une résistance plus ou moins grande à la circulation du sang, si elle est soumise à une pression suffisante.

La pression est maximale au moment du battement cardiaque, c'est-à-dire lorsque le cœur se contracte. Cette pression est connue sous le nom de **pression artérielle systolique**. La phase de contraction du cœur, au cours de laquelle la pression artérielle augmente, est

appelée systole. La pression artérielle est minimale entre deux battements cardiaques, c'est-à-dire lorsque le muscle cardiaque se relâche. A ce moment, la pression artérielle est appelée **pression artérielle diastolique**. La phase au cours de laquelle le cœur se relâche et la pression artérielle diminue est connue sous le nom de diastole.



Figure I.7. La pression artérielle (PA)

### 2-3-1- Tension systolique et diastolique :

La pression artérielle est mesurée en mm ou cm de Mercure (mm Hg ou cm Hg). Elle varie en fonction de cycle cardiaque, c'est à dire en fonction de la systole et de la diastole, selon une courbe nommée sphygmogramme (Figure 9). Ce tracé obtenu à l'aide du sphygmographe.

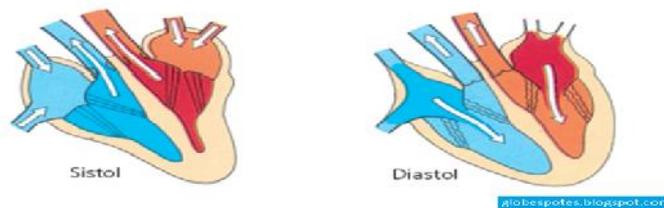


Figure I.8. La tension artérielle systolique et diastolique

La valeur de pression systolique est toujours indiquée en premier, suivie de la valeur de pression diastolique. Exemple : 120/80 mm Hg signifie que la pression artérielle systolique est de 120 mm Hg et que la pression artérielle diastolique est de 80 mm Hg. La valeur d'1 mm Hg correspond à la pression exercée par un millimètre (mm) de mercure (Hg). Conversion :

$$1 \text{ mm Hg} = 0,00133 \text{ bar}$$

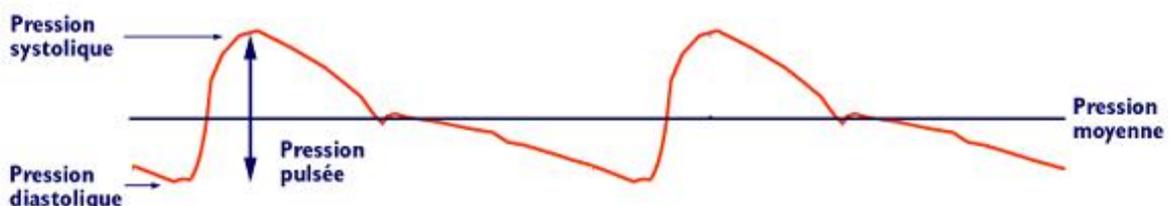


Figure I.9. Sphygmogramme

### ➤ Tension artérielle normale :

La pression artérielle est dite normale lorsqu'elle est inférieure à 14/9 ou 140/90 mmHg.

### ➤ Tension artérielle basse :

Une tension artérielle trop basse, c'est-à-dire correspondant à une baisse de la tension artérielle en dessous 90 mm Hg pour le maxima, est appelée hypotension.

### ➤ Tension artérielle élevée :

La pression artérielle systolique ne doit pas dépasser une valeur de 15. La pression artérielle diastolique ne doit pas dépasser une valeur de 9. Le terme d'hypertension artérielle correspond à une valeur de tension artérielle supérieure à 14/9

## 2-3-2-Le tensiomètre :

Le tensiomètre électronique est un dispositif médical général qui permet la détection ou le suivi de l'hypertension artérielle, ou des troubles du rythme cardiaque comme par exemple l'arythmie. Un tensiomètre électronique à bras ou au poignet est un tensiomètre automatique, c'est à dire que le gonflage et le dégonflage du brassard sont gérés par l'appareil et non par l'utilisateur, c'est également pour cette raison que ce type de tensiomètre est appelé auto-tensiomètre. Vous pouvez choisir en fonction de vos besoins un tensiomètre électronique au bras ou un tensiomètre au poignet. Le tensiomètre entièrement automatique est très simple d'utilisation : il suffit de positionner le brassard et d'appuyer sur une touche unique pour mesurer votre tension artérielle.

### 2-3-2-1- Le tensiomètre automatique / électronique :

De nos jours, le tensiomètre a connu de remarquables évolutions. Chaque personne est devenue capable de mesurer sa tension artérielle, par elle-même, grâce au tensiomètre électronique. Ce dernier fonctionne par la méthode d'oscillation. Il est utilisé soit dans le cadre de l'auto mesure, soit par des médecins qui souhaitent utiliser ce tensiomètre électronique au lieu d'un tensiomètre manuel.

Au contraire du tensiomètre manuel, le risque de mauvaise manipulation dans le cas d'utilisation d'un tensiomètre électronique est beaucoup plus faible. La grande différence entre ces deux types de tensiomètre est le gonflage.

Il existe deux types de tensiomètre électrique :

### A. Le tensiomètre électronique au bras :

Avec ce modèle, il est nécessaire que le bras sur lequel est posé le brassard soit posé sur une table ou un accoudoir afin d'éviter de faire un effort durant l'opération de mesure de la tension artérielle. Ce type de tensiomètre est un peu plus encombrant et moins facile à mettre en place.



Figure I.10. Tensiomètre électronique au bras

### B. Le tensiomètre électronique au poignet :

Ce type de tensiomètre nécessite plus de rigueur lors de la mesure de la tension artérielle, il faut bien le positionner au niveau du cœur pour avoir des résultats bien précis. Ce modèle et de taille réduite, il est donc moins encombrant et plus facile à transporter.



Figure I.11. Tensiomètre électronique au poignet

## 2-3-3- Les différentes pièces :

Le module PNI utilise la méthode oscillométrique pour mesurer la tension artérielle, et se compose des pièces suivantes :

- ✓ Un brassard de tension artérielle.
- ✓ Un tuyau flexible.
- ✓ Une pompe.
- ✓ Un détecteur de pression.
- ✓ Un logiciel/équipement électronique de traitement de signaux.
- ✓ Un dispositif de visualisation.

### 2-3-3-1- Le brassard :

Il se compose de deux parties distinctes. Tout d'abord, le brassard lui-même est fait d'une poche d'air extensible cernée par une enveloppe non élastique qui sert au maintien de la poche autour du membre du patient. Le plus souvent, la solution adoptée est celle du scratch qui présente une grande simplicité d'utilisation et un système d'attache répartissant les contraintes physiques sur la totalité de la largeur du brassard.

Pour amener le signal jusqu'au capteur présent dans le moniteur, les constructeurs utilisent des tubes semi rigides de façon à conduire l'onde jusqu'au capteur sans trop d'atténuation, tout en permettant une bonne manœuvrabilité pour les soignants ainsi qu'une liberté de mouvement pour le patient.

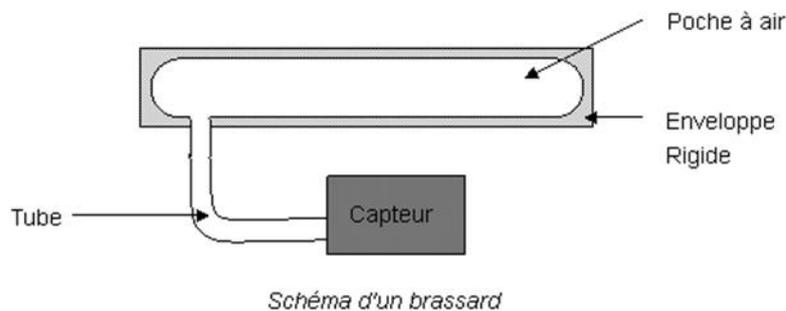


Figure I.12. Schéma d'un brassard

Le choix du brassard dépend principalement de la circonférence du membre qui sera utilisé pour la mesure de la pression non invasive. De manière classique, les brassards sont réutilisables après nettoyage et désinfection.

### 2-3-3-2- Le tuyau flexible :

Actuellement, les tubes reliant le brassard au capteur de pression sont majoritairement faits en silicone et non en caoutchouc car certains de ces tubes deviennent poreux. Cette porosité liée à la matière ou à un écrasement peut occasionner des fuites et donc une perte d'information sur la mesure de la pression artérielle.

### 2-3-3-3- La pompe :

De nos jours, la plupart des moniteurs PNI sont équipés de pompes automatiques. On trouve encore des tensiomètres manuels (pompe de type "poire") qui sont adaptés à des mesures de cycles uniques et ont un coût moindre.

La pompe mécanique est asservie à un capteur de pression. Ceci permet de contrôler la pression du brassard et de déclencher une alarme en cas de trop haute pression ou

d'impossibilité de faire monter la pression dans la poche à air (brassard non connecté, fuite, trou ...).

En cas de surpression, il existe une valve permettant de libérer l'air et d'arrêter la mesure.

La pompe est l'élément le plus bruyant de l'appareil. Beaucoup de constructeurs ont donc choisi de monter des pompes qui faisaient un minimum de bruit afin de favoriser le confort d'utilisation. En effet, il n'est pas rare de trouver plusieurs moniteurs dans la même salle, prenons les salles de réveil par exemple, et ce, en créant un bruit de fond stressant.

### **2-3-3-4- Le détecteur de pression :**

La mesure de la pression est réalisée à l'aide d'un sphygmomanomètre. Le terme dérive du grec sphymus (pouls) associé à manomètre.

Grâce à l'asservissement de la pompe par ce capteur, l'appareil est capable de faire un réglage automatique de la pression de gonflage. Dans le cas où la pression max indiquée par le soignant ne permet pas de dépasser la pression artérielle, alors le moniteur relance un test en imposant une pression supérieure à la précédente. Augmentant les chances de détection de la pression.

### **2-3-4- Principe Physique :**

Les moniteurs de pression non invasive s'appuient sur la détection des ondes de pressions artérielles. La méthode utilisée est dite oscillométrique et s'effectue sur les membres du patient.

Lors d'une prise de tension, le moniteur exécute le cycle suivant :

) Le brassard se gonfle à la pression prédéterminée par l'utilisateur (environ 30-40 mmHg, soit 4,0 - 5,3 kPa au dessus de la pression attendue soit une valeur initiale de 180mmHg pour un adulte), coupant la circulation sanguine dans les artères du membre contrôlé.

→ La pression du brassard est supérieure à la pression artérielle.

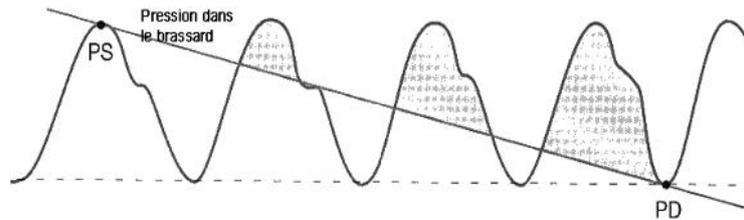
) Le brassard se dégonfle progressivement.

) Lorsque la pression du brassard est suffisamment basse, la circulation sanguine reprend dans les artères du patient reprend.

→ Lecture de la pression artérielle systolique.

) La pression du brassard diminue encore jusqu'à ce que l'écoulement redevienne normal et ne crée plus de pulsation dans l'air du brassard.

→ Lecture de la pression artérielle diastolique.

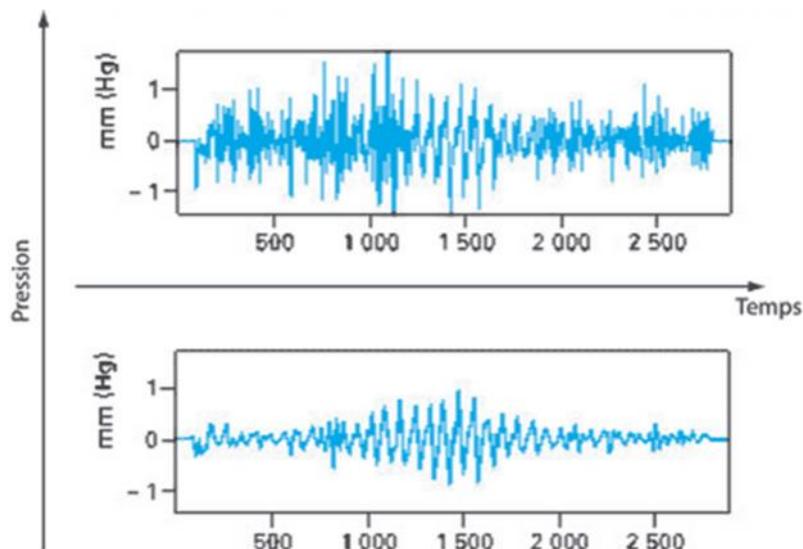


**Figure I.13.** Comparaison entre la pression du brassard (PB) et la pression de sanguine systolique (PS) et diastolique (PD)

### 2-3-5- Le traitement de l'information :

Le traitement de l'information est l'un des points sur lequel il est le plus facile pour un constructeur de se différencier des autres. En effet, l'information captée par le moniteur n'est jamais parfaite. Il faut donc tâcher de la purifier au maximum afin de limiter les erreurs de lecture possibles. Pour cela, on utilise des logiciels qui font tourner des algorithmes sur le signal reçu. Par exemple, il existe des algorithmes de filtrage du bruit et du mouvement (méthode d'ondelettes).

Quand il y a un artefact qui, en général, est davantage présent dans les parties à courte échelle de la transformée en ondelettes, cette partie discrète peut être annulée. La transformée en ondelettes discrète modifiée peut alors être inversée pour conduire à une reconstruction du signal oscillométrique où les artefacts sont substantiellement réduits. Le signal oscillométrique reconstruit peut alors constituer le signal d'entrée pour un algorithme de détermination de pression PNI.



**Figure I.14.** Utilité du filtrage par transformée en ondelettes

### 2-3-6- Principe du capteur :

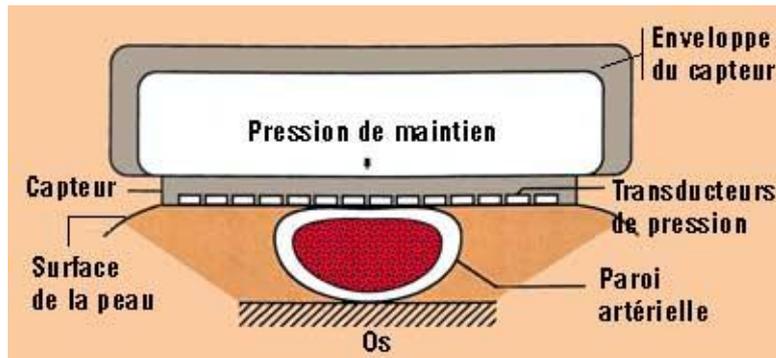


Figure I.15. Principe du capteur

Le capteur aplatit légèrement l'artère, les transducteurs retransmettent la pression exercée sur la paroi artérielle.

Les capteurs tonométriques n'utilisent ordinairement qu'un seul transducteur de pression, ce qui rend délicate la pose précise du capteur à l'aplomb de l'artère. Les capteurs tonométriques COLIN sont constitués d'un alignement de transducteurs de pression séparés les uns des autres de 0,2 mm et incrustés dans une pièce rectangulaire de silicone noire. Une pompe pneumatique presse la rangée de micro-capteurs contre la peau au-dessus de l'artère. La pression utilisée est appelée " pression de maintien " ( HDP hold down pressure) et s'exprime en mmHg. Le tonogramme, symétrique si le capteur est bien en place, permet de savoir quel transducteur est le mieux placé pour envoyer les données vers le moniteur qui retranscrit la courbe de pression artérielle.

- Comment déterminer la pression de maintien :

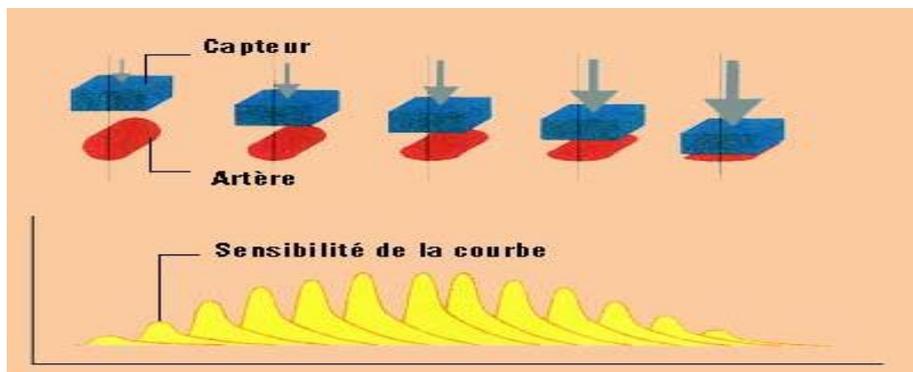


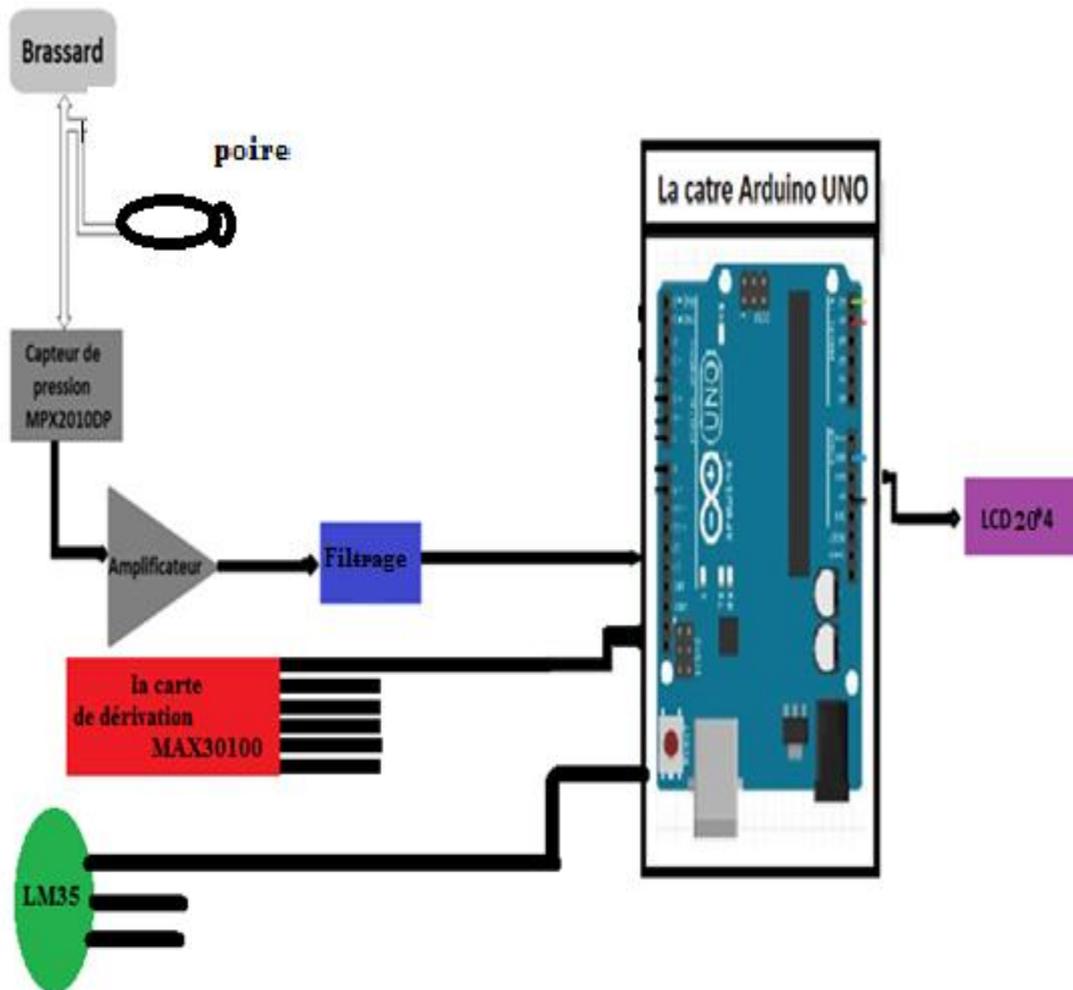
Figure I.16. Principe du fonctionnement

L'intensité de la pression de maintien détermine la fiabilité des mesures de la pression artérielle.

## Chapitre II : Outils pour le développement du système électronique

### 1- Bloc diagramme :

Le schéma fonctionnel ci-dessous **figureII.1** présente idée générale à propos du fonctionnement de l'appareil. L'utilisateur n'a besoin que d'appuyer sur un bouton ON/OFF et l'appareil commence à fonctionner. la carte Arduino Uno est un composant principale.



**Figure II.1.** Schéma fonctionnel de l'appareil de mesure de la PA et SPO2 et Tc

## Chapitre II : Outils pour le développement du système électronique

### 2- Description du système :

Le système que nous avons réalisé se compose de trois parties principales :

La première partie du système est **la partie analogique**, la seconde est **la partie numérique** et la dernière partie est consacrée à **la transmission de données**.

La partie analogique est composée d'un :

#### A. Tensiomètre :

Composé d'un capteur de pression **MPX2010DP** ainsi que son circuit de conditionnement électrique (amplification et filtrage), et une poire sphygmanométrique pour le gonflage de brassard.

#### B. Oxymètre de pouls :

Composé d'une carte de dérivation **MAX30100** pour le calcul de taux d'oxygène dans le sang ainsi la fréquence cardiaque d'un patient.

#### C. Thermomètre :

Composé d'un capteur de température **LM35**, pour la mesure de température corporelle Tc.

Et **la partie numérique** est composée d'une carte d'acquisition de type **Arduino Uno** basée sur un microcontrôleur ATmega328.

Après l'acquisition de donnée, la partie transmission de données vers un ordinateur.

### 2-1- Partie numérique :

#### 2-1-1- Présentation de la carte ARDUINO:

La carte Arduino c'est un circuit imprimé possède des pistes électrique disposées sur une ou deux où plusieurs couches qui permettant la mise en relation électrique des composants électrique, chaque piste relie tel composant à tel autres de façon à crée un système électronique qui fonction et qui réalise les opérations commandés. Cette carte est équipée d'un microcontrôleur peut être programmé pour analyser et produire des signaux électriques, de manière à effectuer des tâches très diverses.

Elle peut servir :

— Pour le pilotage d'un robot, de l'informatique embarquée.

— Pour des dispositifs interactifs autonomes simples.

1. Comme interface entre capteurs/actionneurs et ordinateur.

## Chapitre II : Outils pour le développement du système électronique

Chaque module d'Arduino possède un régulateur de tension +5 V et un oscillateur à quartz 16 MHz (ou un résonateur céramique dans certains modèles). Pour programmer cette carte, on utilise le logiciel IDE Arduino.

### 2-1-2- Les avantages de choix de la carte Arduino :

- Le prix (réduits) : les carte Arduino sont relativement peu coûteuses comparativement aux autres plates-formes.
- Environnement de programmation clair et simple.
- Multiplateforme : Le logiciel ARDUINO, écrit en JAVA, tourne sous les systèmes d'exploitation Windows, Macintosh et Linux.
- Nombreuses bibliothèques disponibles avec diverses fonctions implémentées.
- Logiciel et matériel open source et extensible.
- Nombreux conseils, tutoriaux et exemples en ligne (forums, site perso etc...).
- Existence de « Shield » (boucliers en français) : ce sont des cartes supplémentaires qui se connectent sur le module Arduino pour augmenter la possibilité.

### 2-1-3-le principe de fonctionnement de l'Arduino :

Les différentes versions des Arduino fonctionnent sous le même principe général :

- 1-on conçoit ou on ouvre un programme existant avec le logiciel Arduino.
- 2-on vérifie ce programme avec le logiciel Arduino (compilation).
- 3-si des erreurs son signalée, on modifie le programme.
- 4-on charge le programme sur la carte.
- 5-on câble le montage électronique.
- 6-l'exécution de programme est automatique après quelques secondes.
- 7-on alimente la carte soit par le port USB. Soit par une source d'alimentation autonome.
- 8-on vérifie que notre montage fonctionne.

### 2-1-4-La cate d'Arduino Uno :

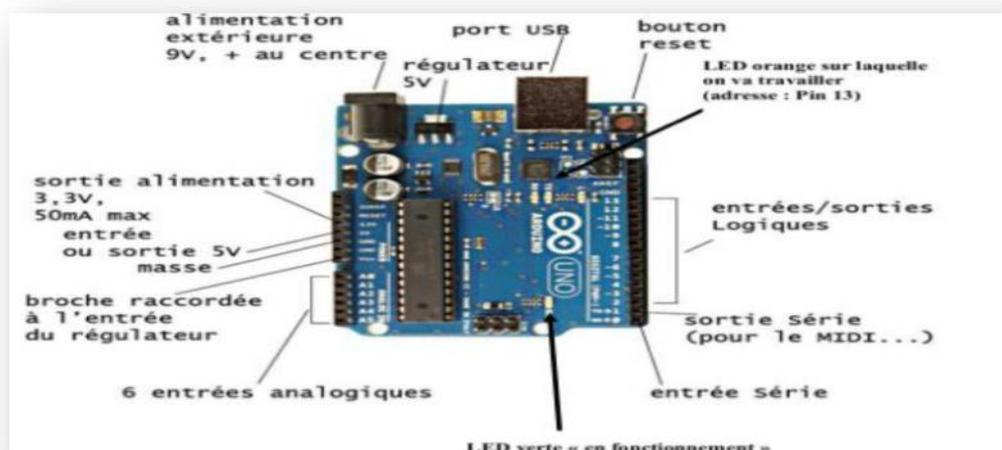
Des cartes Arduino il en existe beaucoup !peut être une centaine. Toutes différentes les unes des autres : parmi elles les plus utilisées sont les cartes Mega, Uno, Deumilanove, Leonardo, NANO et la carte Mega ADK.

## Chapitre II : Outils pour le développement du système électronique

Arduino	Processeur	Flash KiB	EEPROM KiB	SRAM KiB	Broches d'E/S numériques	...avec PWM	Broches d'entrée analogique	Type d'interface USB	Dimensions pouces	Dimensions mm
<b>Diecimila</b>	ATmega168	16	0.5	1	14	6	6	FTDI	2.7" x 2.1"	68.6mm x 53.3mm
<b>Duemilanove</b>	ATmega168/328P	16/32	0.5/1	½	14	6	6	FTDI	2.7" x 2.1"	68.6mm x 53.3mm
<b>Uno</b>	ATmega328P	32	1	2	14	6	6	ATmega8U2	2.7" x 2.1"	68.6mm x 53.3mm
<b>Leonardo</b>	ATmega32U4	32	1	2,5	14	6	6	ATmega32U4	2.7" x 2.1"	68.6mm x 53.3mm
<b>Mega</b>	ATmega1280	128	4	8	54	14	16	FTDI	4" x 2.1"	101.6mm x 53.3mm
<b>Mega2560</b>	ATmega2560	256	4	8	54	14	16	ATmega8U2	4" x 2.1"	101.6mm x 53.3mm
<b>DUE</b>	SAM3U4E	256	?	52	54	14	16	SAM3U4E	4" x 2.1"	101.6mm x 53.3mm
<b>Fio</b>	ATmega328P	32	1	2	14	6	8	None	1.6" x 1.1"	40.6mm x 27.9mm
<b>Nano</b>	ATmega168 or ATmega328	16/32	0.5/1	½	14	6	8	FTDI	1.70" x 0.73"	43mm x 18mm
<b>LilyPad</b>	ATmega168V or ATmega328V	16	0.5	1	14	6	6	None	2" ø	50mm ø

**Tableau II.1.** Caractéristique des cartes Arduino les plus utilisées

Pour notre projet, nous avons choisis d'utiliser la carte portant le nom « UNO » en raison de sa simplicité de fonctionnement : dans ce qui suit, nous avons présenté ses caractéristiques ainsi son fonctionnement.



**Figure II.2.** Description de la carte ARDUINO UNO

## Chapitre II : Outils pour le développement du système électronique

### Cette carte dispose de :

- 14 broches numériques (fonctionnant en 5v) peuvent être utilisées comme entrée numérique ou comme sortie numérique. Certaines d'entre elles peuvent avoir d'autres fonctions :
  - ✓ MLI ou PWM (broches avec le symbole « ~ »).
  - ✓ DEL 13 (une DEL est incluse sur la carte et connectée à la broche 13).
  - ✓ Interruption (broches 2 et 3).
  - ✓ Communication série (broches 0 et 1) etc....
- 6 entrées analogiques permettent de convertir une tension analogique  $V_e$  de 0 à 5v en une valeur numérique N (en décimale) d'une résolution de 10bits (1024 niveaux).
  - ✓ Si  $V_e=0v$  on lit  $N=0$
  - ✓ Si  $V_e=5v$  on lit  $N=123$
- La carte peut être alimentée directement par la connexion USB ou par une alimentation externe.
- Connecteur de puissance :
  - ✓ 5v : tension régulée par la carte.
  - ✓ 3.3v : tension régulée par la carte.
  - ✓  $V_{in}$  : tension issue de l'alimentation externe de 7/12v
  - ✓ GND : la masse.
- D'un quartz 16 Mhz.
- D'un connecteur d'alimentation jack.
- D'un connecteur ICSP (programmation « in-circuit ») .
- Et d'un bouton de réinitialisation (reset).

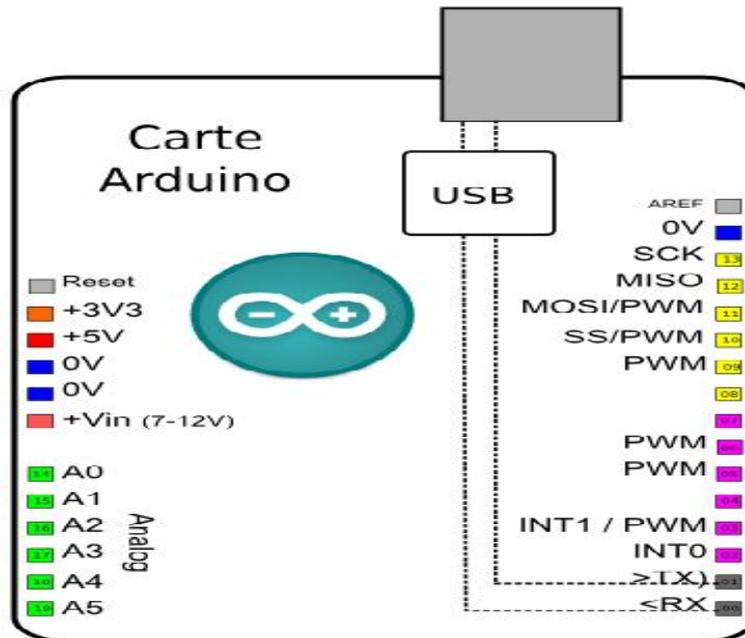


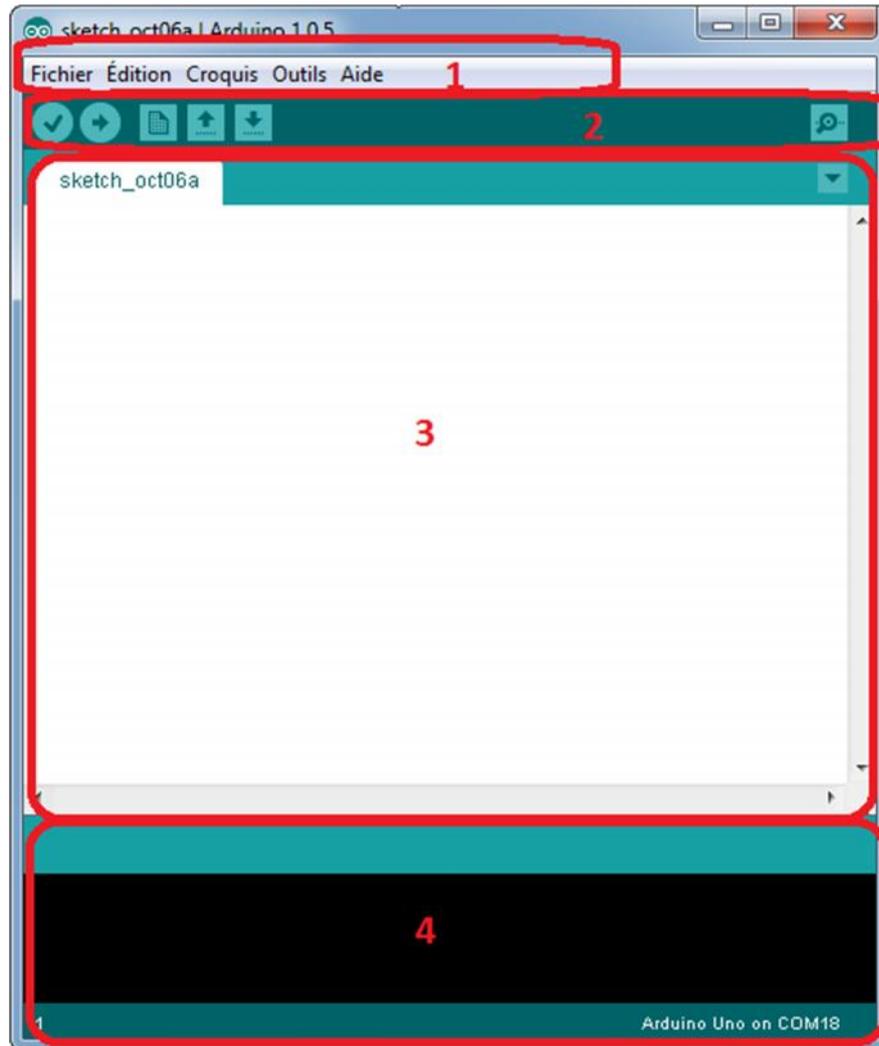
Figure II.3 : Brochage de la carte ARDUINO UNO

### 2-1-5- Présentation du Logiciel L'IDE Arduino:

Le logiciel open source:

Le logiciel Arduino est un environnement de développement (IDE) open source et gratuit (Windows, Linux, ou Mac), téléchargeable sur le site officiel Arduino. fourni avec l'Arduino est un éditeur de texte qui permet:

- De programmer la carte en utilisant un langage simple proche de C.
- de **compiler ce programme** dans le langage « machine » de l'Arduino,
- de **téléverser** le programme dans la mémoire de l'Arduino,
- de **communiquer** avec la carte Arduino grâce au « terminal série »( faire apparaitre des information de la carte sur l'écran de l'ordinateur).



**Figure II.4.** Logiciel Arduino

### Correspondance :

- 1 →** Barre de menu : elle contient les opérations de configuration du logiciel.
- 2 →** Fenêtre d'éditeur de programme : ce bloc contient le programme créé.
- 3 →** Bloc d'affichage des messages de compilation : celui-ci important, car il aide à corriger les fautes présentes dans le programme. C'est le débogueur.
- 4 →** Barre des boutons : elle contient les boutons qui serviront lors de la programmation des cartes.

### 2-2- Partie analogique :

#### 2-2-1- pour le circuit du tensiomètre :

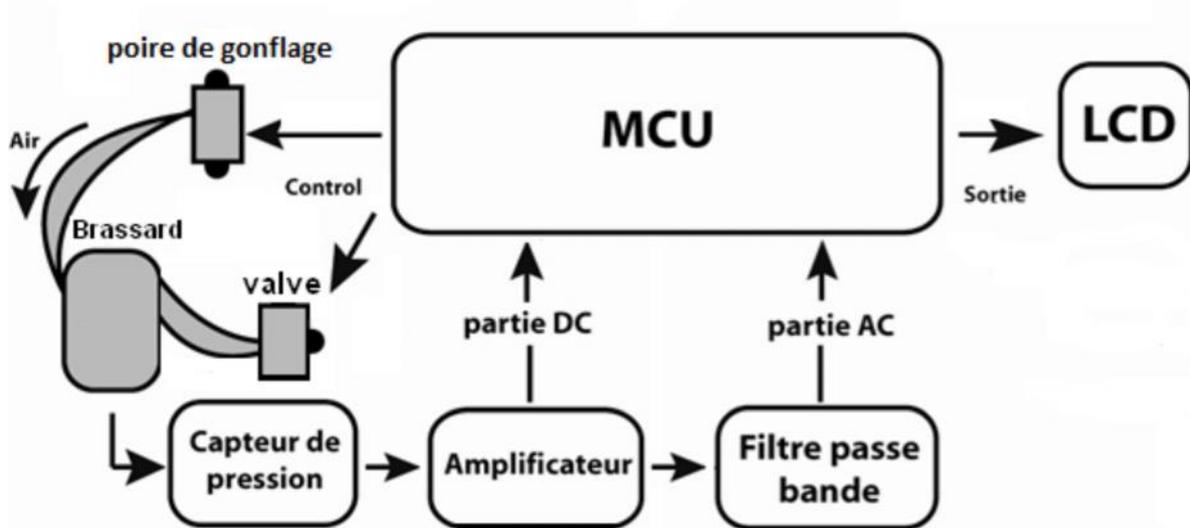


Figure II.5. Schéma bloc de mesurer la PA

- Capteur de pression mpx2010dp
- Poire sphygmanométrique (poire de gonflage)
- Brassard
- Amplificateur
- Filtre passe bande
- carte arduino uno
- Afficheur (LCD)

#### 2-2-1-1- le système pneumatique :

##### a- Poire sphygmanométrique :

Un tensiomètre se compose d'un brassard gonflable, placé autour du bras du patient, d'une poire en caoutchouc, utilisée pour insuffler de l'air dans le brassard, et d'un système de mesure qui peut être, selon le cas, une jauge à ressort ou, plus récemment, un écran à affichage digital

## Chapitre II : Outils pour le développement du système électronique



**Figure II.6. Poire Sphygmanométrique**

### **b- Le brassard :**

Le choix du brassard dépend principalement de la circonférence du membre qui sera utilisé pour la mesure de la pression non invasive, la ( ) montre un brassard standard. (Circonférence du bras : 22 à 32 cm).



**Figure II.7.le brassard**

Pour amener le signal jusqu'au capteur, les constructeurs utilisent des tubes semi rigides de façon à conduire l'onde jusqu'au capteur sans trop d'atténuation, tout en permettant une bonne manoeuvrabilité pour les soignants ainsi qu'une liberté de mouvement pour le patient.

## Chapitre II : Outils pour le développement du système électronique

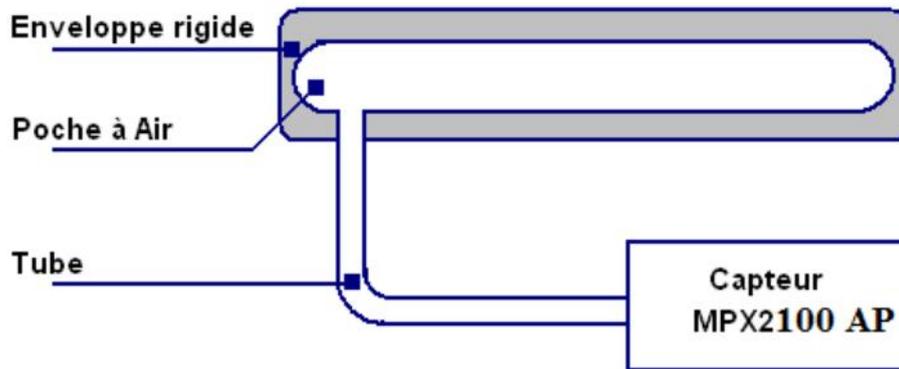


Figure II.8. Schéma d'un brassard

### 2-2-1-2- Capteur de pression :

Nous avons utilisé un capteur de pression différentiel à double port en silicone dans un boîtier SIP à 4 broches appelé MPX2100dp. Ce capteur de pression piézorésistif fournit une sortie de tension très précise et linéaire directement proportionnelle à la pression appliquée.

Le tube du brassard est branché à une des entrées du capteur et l'autre est laissée ouverte.

Le voltage de sortie du capteur différentiel augmente avec l'augmentation de la pression sur l'entrée (P1) relative à l'entrée du vide (P2).

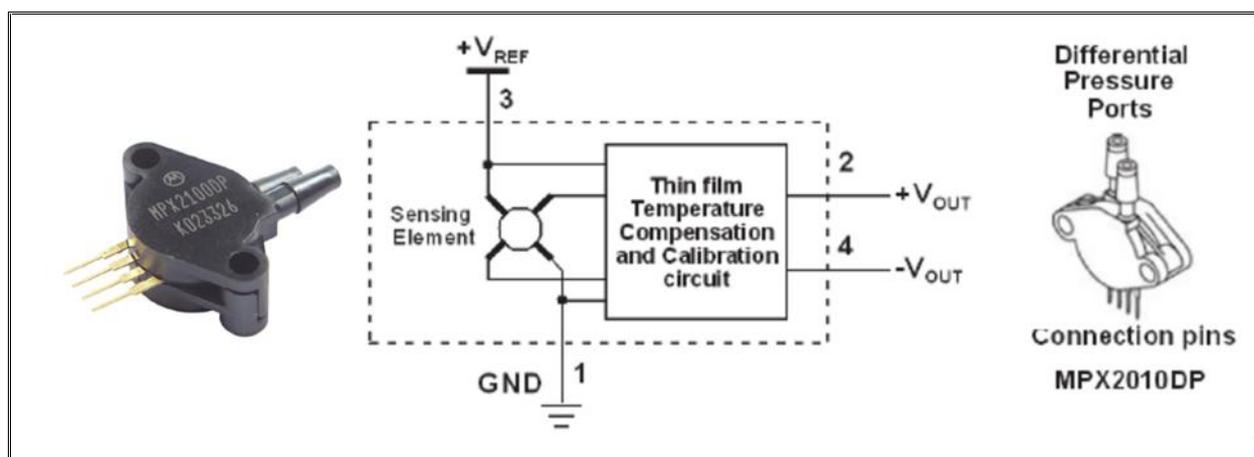


Figure II.9. Le capteur de pression MPX2100DP

- Compensée et étalonnée en température sur la puce
- Gamme de pression de 0KPa à 10KPa

## Chapitre II : Outils pour le développement du système électronique

- Tension pleine échelle de 25 mV
- Température compensée sur 0°C à 85°C
- Ratiométrie de la tension d'alimentation
- Sensibilité de 2,5mV/KPa
- Temps de réponse de 1ms
- Hystérésis de pression de  $\pm 0,1\%$  VFSS
- Tension d'alimentation de 10VDC à 16VDC
- Gamme de température d'utilisation de -40°C à 125°C

### Applications

Détection et Instrumentation, Electronique Grand Public, Médical.

Catégorie	Capteur de pression
Référence	MPX2010DP
Connexion (capteur)	pour circuits imprimés
Modèle (capteur)	pression différentielle
Sortie de signal minimal	0 mV
Sortie de signal maximal	25 mV
Gamme de mesure (pression) minimale	0 kPa
Gamme de mesure (pression) maximale	10 kPa
Gamme de mesure (pression)	0 kPa à 10 kPa
Tension de fonctionnement min.	10 V/DC
Tension de fonctionnement max.	16 V/DC
Tension de fonctionnement	10 - 16 V/DC
Température min.	-40 °C
Température max.	+125 °C
Conforme à la norme RoHS	Oui

**Tableau II.2. Caractéristique techniques de capteur MPX2010DP**

La figure ci-dessous résume les caractéristiques de la sortie : minimale, maximale et typique.

## Chapitre II : Outils pour le développement du système électronique

La sortie est directement proportionnelle à la différence de pression et essentiellement une ligne droite.

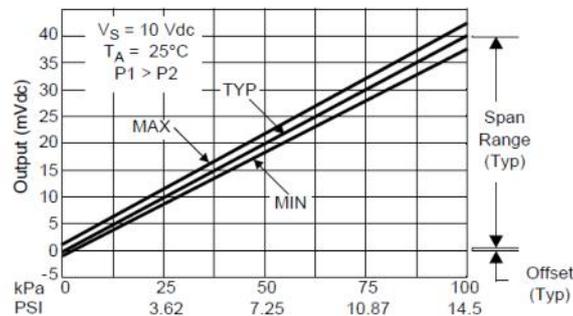


Figure II.10. La réponse linéaire de capteur ( $V_{out}$  en fonction de la Pression)

### ➤ Teste de capteur :

Pour tester le bon fonctionnement du capteur, il suffit de mettre un voltmètre entre les deux bornes deux et quatre pour mesure la tension différentielle de sortie ( $V_{out}$ ). En même temps, en fait augmenter la pression positive appliquée a l'entrée P1 relativement a l'entrée du vide P2. La tension ( $V_{out}$ ) du capteur est directement proportionnel à la pression différentielle appliquée, alors la tension de sortie du capteur différentiel augmente.



Figure II.10. teste de capteur MPX2010dp

## Chapitre II : Outils pour le développement du système électronique

### 2-2-1-2- l'amplificateur DC :

Comme la tension produite par le capteur de pression est très petite, on a besoin d'amplifier ce signal pour des échantillonnages supplémentaires.

Dans notre travail, on préfère d'utiliser l'amplificateur d'instrumentation AD620 vu sa simplicité de mise en œuvre et son réglage simple du gain en tension en jouant sur la valeur d'une résistance appelée  $R_G$ .

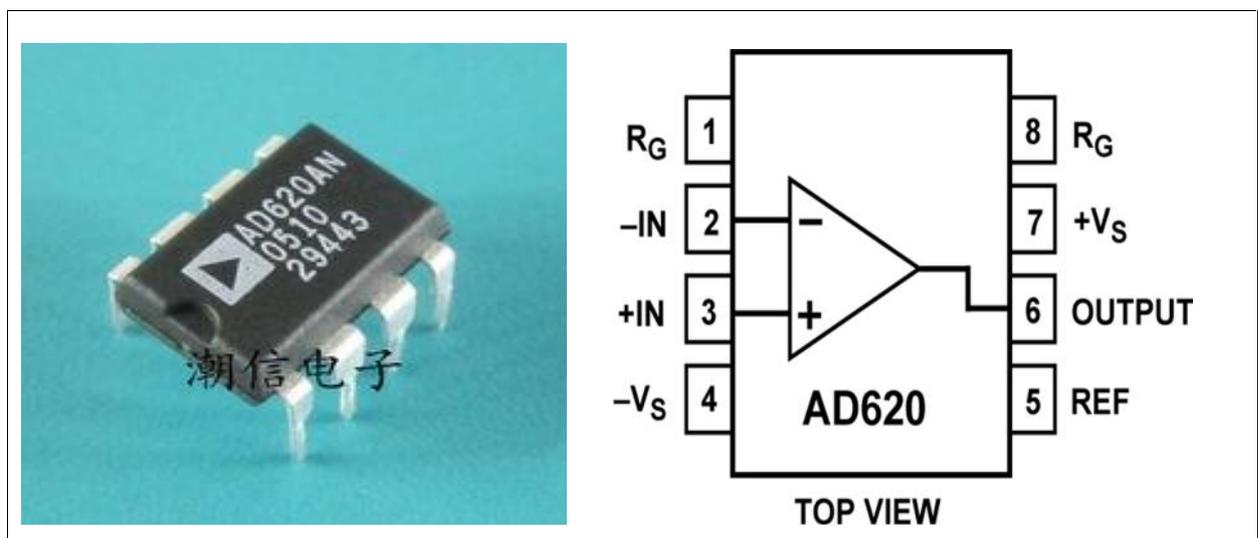


Figure II.11 L'amplificateur d'instrumentation AD620AN

Comme on a besoin d'un gain d'environ 107, on choisit une résistance de 470ohms.

Cela nous donnera un gain de 107.3 selon l'équation précédente.

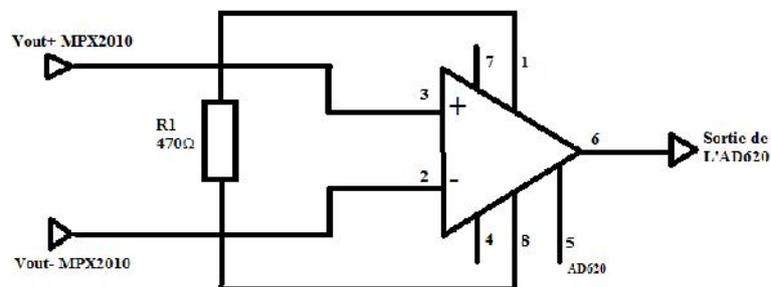


Figure II.18 L'amplificateur AD620 avec  $R_G=470\text{ohms}$

## Chapitre II : Outils pour le développement du système électronique

### ➤ Caractéristique de l'amplificateur d'instrumentation AD620 :

- Facile à utiliser : déterminer le gain par une seule résistance. (gamme de gain 1 à 1000)
- gamme de puissance large (+-2.3v à +-18v)
- Performance plus haute que trois amplificateurs opérationnels (IA design).
- Performance DC excellent.
- Bruit léger.

### ➤ Application :

- Echelle de pesage.
- ECG et instrumentation médicales.
- Système d'acquisition des informations.
- Equipements portables qui fonctionnent sur des batteries.

### 2-2-1-3- Amplificateur TL080IN

Le stade de filtre passe bande est construit comme une cascade de deux filtre passe bande actifs. Deux filtres sont utilisés par ce que l'ensemble du filtre passe bande fournit un large gain et la réponse fréquentielle du filtre aura une coupe bande plus aigue qu'un filtre à un seul stade. Cette méthode améliore le rapport signal sur le bruit de la sortie. Nous utilisons le circuit intégré TL081IN.

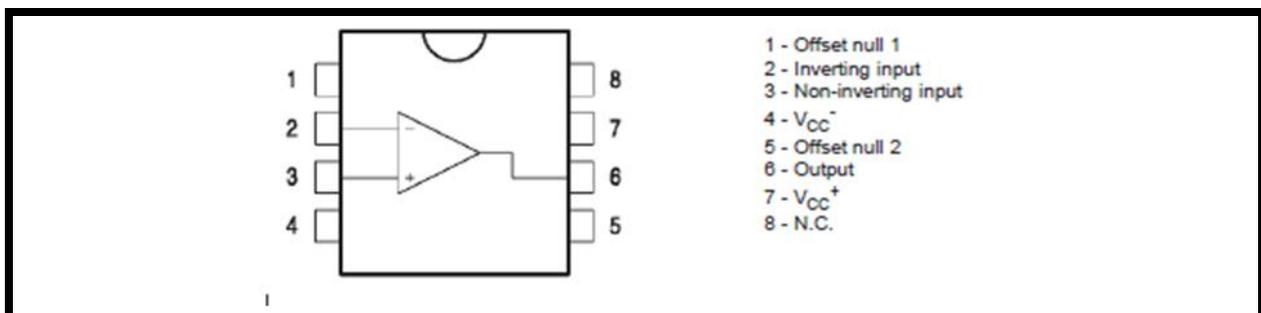


Figure II.19.L'amplificateur opérationnel TL081IN

## Chapitre II : Outils pour le développement du système électronique

### 2-2-1-4- l'afficheur LCD :

Les afficheurs à cristaux liquides, autrement appelés afficheurs LCD (Liquid Crystal Display), sont des modules compacts intelligents et nécessitent peu de composants externes pour un bon fonctionnement. Ils consomment relativement peu (de 1 à 5 mA), sont relativement bons marchés et s'utilisent avec beaucoup de facilité. Ils sont très utilisés dans les montages à microcontrôleur, et permettent une grande convivialité. Ils peuvent aussi être utilisés lors de la phase de développement d'un programme, car on peut facilement y afficher les valeurs de différentes variables.

#### ➤ Brochage :

Un circuit intégré spécialisé est chargé de la gestion du module. Il remplit une double fonction: d'une part il commande l'affichage et de l'autre se charge de la communication avec l'extérieur.

Broche	Nom	Niveau	Fonction
1	Vss	-	Masse
2	Vdd	-	Alimentation positive +5V
3	Vo	0-5V	Cette tension permet, en la faisant varier entre 0 et +5V, le réglage du contraste de l'afficheur.
4	RS	TTL	Selection du registre (Register Select) Grâce à cette broche, l'afficheur est capable de faire la différence entre une commande et une donnée. Un niveau bas indique une commande et un niveau haut indique une donnée.
5	R/W	TTL	Lecture ou écriture (Read/Write) L : Écriture H : Lecture
6	E	TTL	Entrée de validation (Enable) active sur front descendant. Le niveau haut doit être maintenue pendant au moins 450 ns à l'état haut.
7	D0	TTL	Bus de données bidirectionnel 3 états (haute impédance lorsque E=0)
8	D1	TTL	
9	D2	TTL	
10	D3	TTL	
11	D4	TTL	
12	D5	TTL	
13	D6	TTL	
14	D7	TTL	
15	A	-	Anode rétroéclairage (+5V)
16	K	-	Cathode rétroéclairage (masse)

**Tableau II.3** Tableau brochage LCD 4\*16

## Chapitre II : Outils pour le développement du système électronique

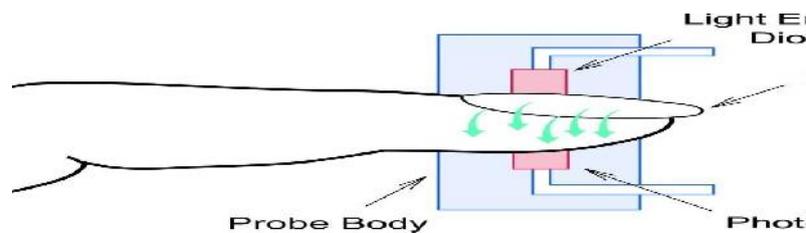
Les broches 15 et 16 ne sont présentes que sur les afficheurs LCD avec retroéclairage.

Les connexions à réaliser sont simples puisque l'afficheur LCD dispose de peu de broches. Il faut évidemment, l'alimenter, le connecter à un bus de donnée (4 ou 8 bits), et connecter les broches **E**, **R/W** et **RS**.

### 2-2-2- pour le circuit de l'oxymètre de pouls :

#### 2-2-2-1- Principe général de fonctionnement de l'oxymètre de pouls :

L'oxymètre pouls utilise un système pulsatile à deux longueurs d'onde. Nous utilisons deux LEDs. L'une rouge et l'autre infra rouge pour distinguer l'hémoglobine oxygénée (O<sub>2</sub>Hb) de l'hémoglobine réduite (Hb), ces dernières absorbent à des taux différents la lumière émise. La mesure de la SPO<sub>2</sub> et de la fréquence du pouls est déterminée par le traitement du signal du capteur et les calculs effectués par le microprocesseur.



**Figure II.15** Résumé de l'opération

#### 2-2-2-2- Capteur MAX30100 :

Les CI oxymètres de pouls et capteurs de fréquence cardiaque MAX30100 Maxim sont une solution intégrée d'oxymétrie du pouls et de détection et surveillance de la fréquence cardiaque. Ce dispositif comprend deux LED, un photodétecteur, des composants optiques optimisés et un traitement de signal analogique à faible bruit permettant de détecter les signaux d'oxymétrie du pouls et de fréquence cardiaque. Le dispositif MAX30100 est compatible avec des sources d'alimentation de 1,8 V à 3,3 V. Une fois mis hors tension via le logiciel, il utilise un courant de veille négligeable, si bien qu'il peut rester connecté à l'alimentation à tout moment. Les applications habituelles sont les suivantes : dispositifs d'aide à la remise en forme, dispositifs de suivi médical et dispositifs portables

#### ➤ **Caractéristiques :**

- Une solution complète d'oxymétrie du pouls et de détection de la fréquence cardiaque qui simplifie la conception.

## Chapitre II : Outils pour le développement du système électronique

- LED intégrées, capteur optique et frontal analogique haute performance.
- Système en boîtier minuscule amélioré optiquement de 5,6 mm x 2,8 mm x 1,2 mm à 14 broches
- Son fonctionnement à ultra-faible puissance rallonge l'autonomie de la batterie des dispositifs portables
- Fréquence d'échantillonnage et courant LED programmables pour de plus grandes économies d'énergie
- Courant d'arrêt ultra-faible (0,7  $\mu$ A standard)
- Ses fonctionnalités avancées améliorent la performance de la mesure
- Son rapport SNR élevé garantit une grande résistance face aux artefacts de mouvement
- Annulation de lumière ambiante intégrée
- Fréquence d'échantillonnage élevée
- Sortie de données rapide

### ➤ Applications :

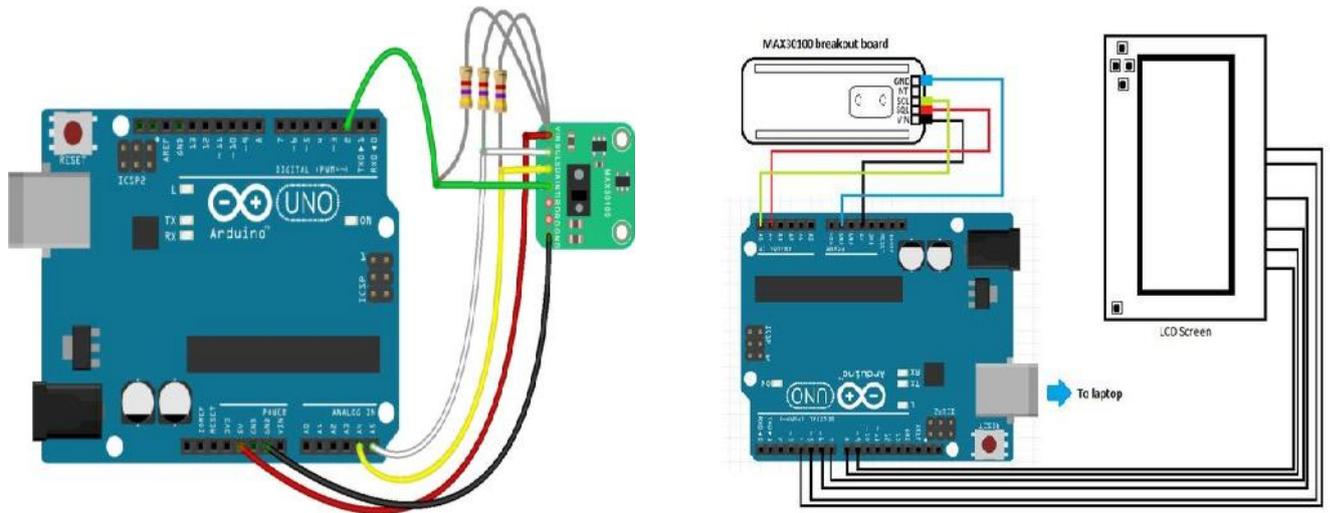
- Dispositifs d'aide à la remise en forme
- Dispositifs de suivi médical
- Dispositifs portables

### ➤ Brochage de la carte de dérivation max30100:

<b>Pins max30100</b>	<b>Pins arduino uno</b>
VIN	5V
GND	GND
SCL	A5
SDA	A4
INT	D2

## Chapitre II : Outils pour le développement du système électronique

Tableau de Brochage max30100 à l'Arduino



On rajoute des résistances pour la protection de la carte

Brochage MAX30100



La carte MAX30100

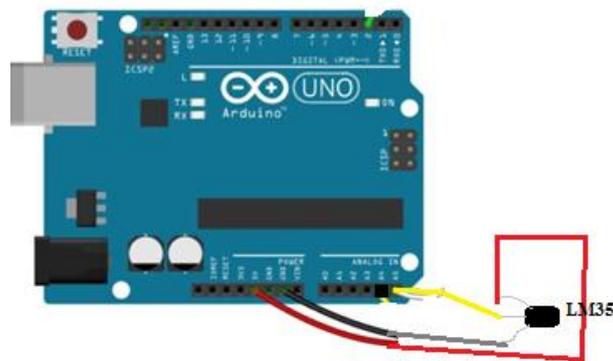
## Chapitre II : Outils pour le développement du système électronique

### 2-2-3- Pour la mesure de la température corporelle (le capteur LM35) :

Pour la mesure de température corporelle  $T_c$ , on utilise le capteur de température LM35 qui a une plage de mesure de température de  $-55$  à  $+150^{\circ}\text{C}$  et une règle de conversion entre tension et température de  $10\text{ mV}/^{\circ}\text{C}$ .

le capteur est lu par une voie analogique de l'arduino, tension de sortie du capteur (0-5V) est donc codée sur une valeur digitale (0 à 1023).

*Remarque :* on utilise le capteur de température ambiante LM35 au lieu d'une sonde suite à la non disponibilité de cette dernière



**Figure II.18** Le branchement lm35 a l'arduino

LM35	ARDUINO
Pin1	5v
Pin2	A0
Pin3	GND

**Tableau II.5** branchement du capteur lm35 vers l'arduino uno

## Chapitre III : Circuit électronique et Programmation

### Introduction :

Après avoir présenté les différents composants utilisés dans notre projet, dans ce chapitre on va traiter deux principale parties qui sont complémentaires : la réalisation matérielle des circuits électroniques et la conception logicielles dont la programmation du l'Arduino.

#### 1- La réalisation matérielle :

##### 1-1- le circuit analogique :

Le circuit analogique sert à amplifier à la fois les composants de courant continu et à courant alternatif du signal du capteur de telle sorte que l'on peut utiliser par la carte Arduino Uno pour traiter le signal et d'obtenir des informations utiles sur la santé d'utilisateur.

Mais pour notre application, nous voulons gonfler le brassard jusqu'à 180mmHg (approximativement 24kPa), ce qui correspond à un voltage de sortie de 3.98 mV. Pour cela, on choisit d'amplifier le voltage DC de 0 à 4V. On a alors besoin d'un gain approximativement égal à 107. Ensuite, le signal provenant de l'amplificateur à courant continu est transmis dans un filtre composer d'une cascade de deux filtre passe bande.

L'amplificateur DC amplifié à la fois la composante continue et la composante alternative du signal. Le filtre est conçu pour avoir un gain important pour la bande de 0.3 à 19Hz et pour atténuer tous les signaux qui sont en dehors de la bande passante.

La composante de courant alternatif à partir du filtre passe-bande est le facteur le plus important pour déterminer le moment pour saisir les pressions systoliques et diastoliques/ ou de terminer la vitesse du cœur de l'utilisateur. Le dernier stade est le couplage AC. Nous utilisons deux résistances à fournir un niveau de polarisation en courant continu à environ 1 volt. Le condensateur 47uF est utilisé pour le couplage de la composante alternative du signal afin que nous puissions fournir le niveau de polarisation en courant continue de façon indépendante.

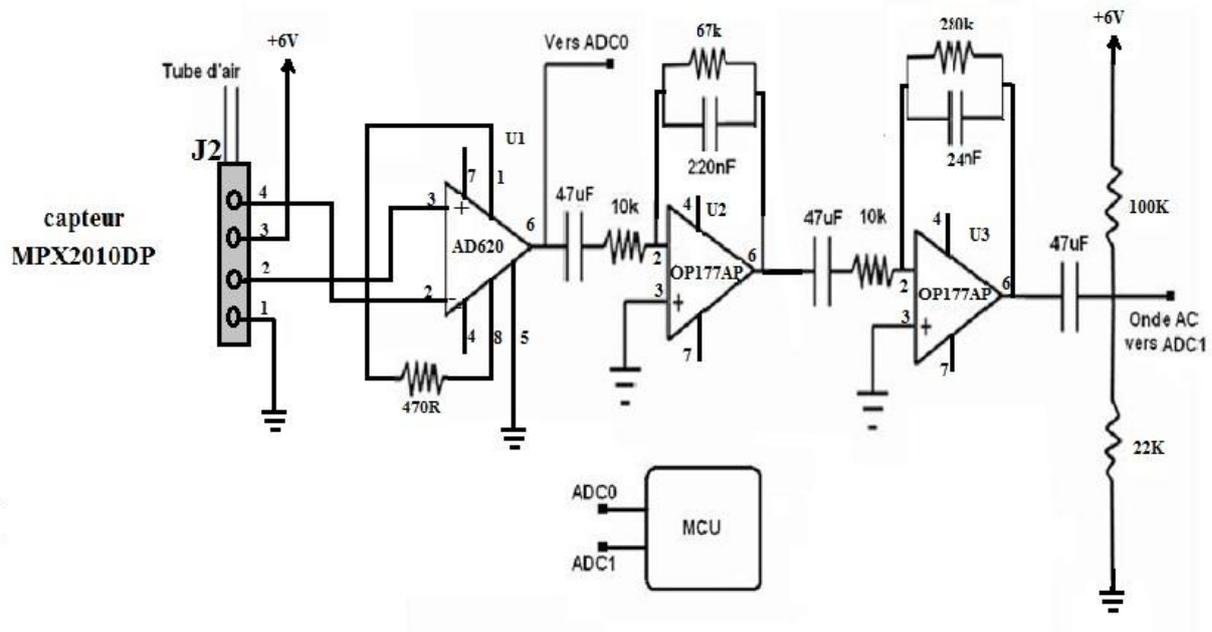


Figure III.1. Le circuit analogique du système

### 1-1-1- Les filtres :

Un filtre est un circuit électronique qui réalise une opération de traitement de signal. Autrement dit, il atténue certains composants d'un signal et en laisse passer d'autres.

Il existe plusieurs types de filtres, dont les plus connus sont :

- ▲ **Filtres passe-haut.**
- ▲ **Filtres passe-bas.**
- ▲ **Filtre passe-bande.**
- ▲ **Filtre coupe-bande.**

Dans notre conception on utilisera le filtre passe-bande pour garder que la bande utile du signal.

#### ➤ **Filtre passif :**

Un filtre passif se caractérise par l'usage exclusif de composants passifs (résistances, condensateurs, bobines couplées ou non). Par conséquent, leur gain (rapport de puissance entre la sortie et l'entrée) ne peut excéder. Autrement dit, ils atténuent me signal, différemment selon la fréquence.

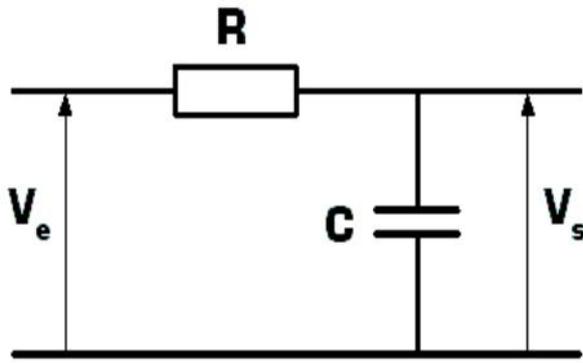


Figure III.2. Filtre passif passe-bas

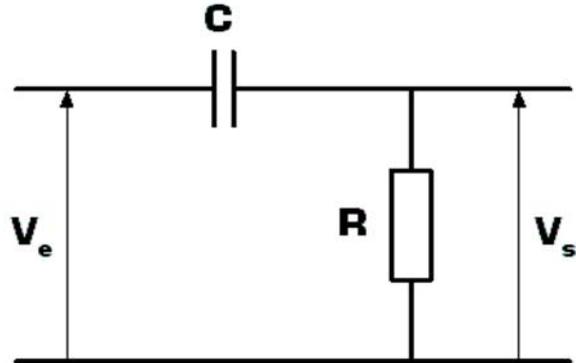


Figure III.3. Filtre passif passe-haut

La fréquence de coupure pour les deux filtres se calcule avec la formule suivante :

$$f = \frac{1}{2\pi RC}$$

➤ **Filtre actif :**

Les filtres actifs utilisent au moins un composant actif (transistor, amplificateur opérationnel, ou autre circuit intégré analogique), il s'agit essentiellement d'un circuit amplificateur dont la réponse en fréquence est réglée par les éléments déphaseurs aussi bien dans le circuit direct que dans la contre réaction conséquence, ils peuvent avoir un gain total supérieur à 1, ils peuvent aussi bien amplifier certaines fréquences que les atténuer.

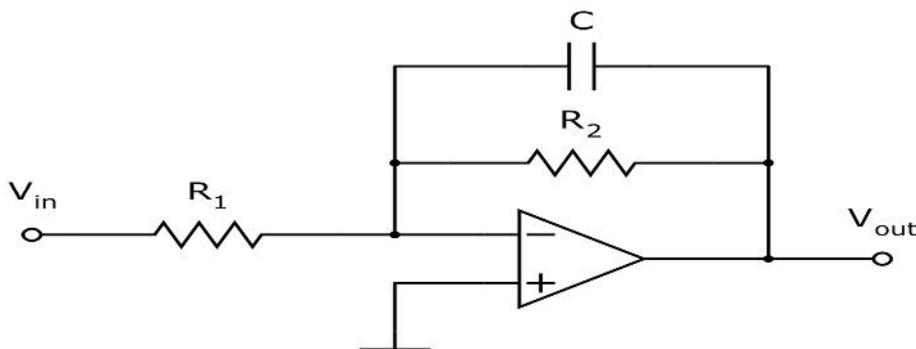


Figure III.4. Filtre actif passe-bas

**1-1-2- Le filtre utilisé passe bande :**

Le stade du filtre passe bande est construit comme une cascade de deux filtres passe bande actifs. Deux filtres sont utilisées parce que l'ensemble du filtre passe bande fournit un large gain et la réponse fréquentielle du filtre aura une coupe bande plus aigüe qu'un filtre à un seul stade. Cette méthode améliore le rapport signal sur bruit de la sortie.

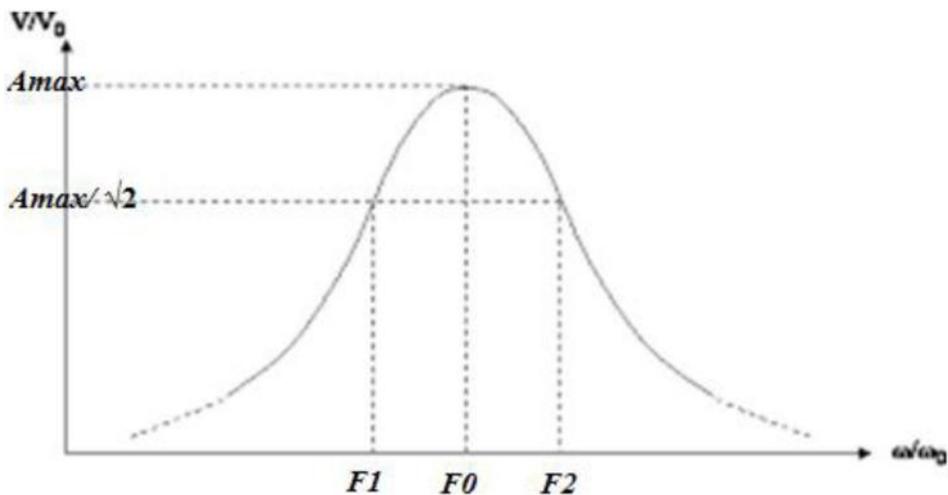
## Chapitre III : Circuit électronique et Programmation

La fonction du transfert du filtre :

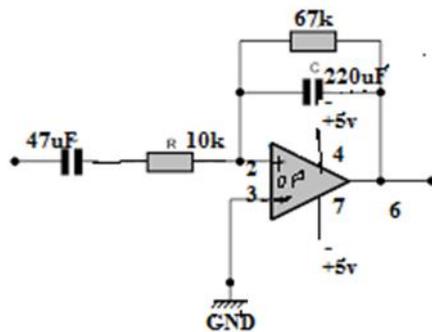
$$T = -\frac{1}{2 + j \cdot \left( \frac{W - W_0}{W_0 - W} \right)}$$

Avec :  $W_0 = \frac{1}{R}$

Ainsi, la réponse fréquentiel du filtre passe bande est :



**Premier filtre passe bande :**



**Figure III.5.** Le premier filtre passe bande

- ) La basse fréquence de coupure est  $f_{basse} = 1/2 \cdot (47\mu\text{F}) \cdot (10\text{k}) = 0.338\text{Hz}$
- ) La haute fréquence de coupure est  $f_{haute} = 1/2 \cdot (220\text{nF}) \cdot (120\text{k}) = 6.028\text{Hz}$
- ) La mi-bande gain du premier filtre est  $A_1 = -120\text{k}/10\text{k} = -12$

Second filtre passe bande :

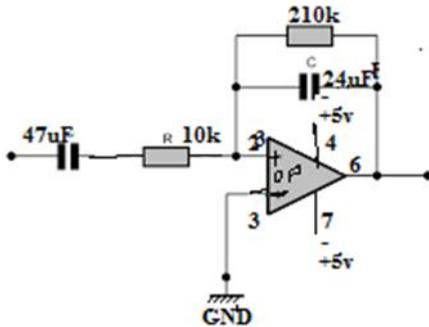


Figure III.6. Le second filtre passe bande

- )] La basse fréquence de coupure est  $f_{basse} = 1/2 \cdot (47\mu\text{F}) \cdot (10\text{k}) = 0.338\text{Hz}$
- )] La haute fréquence de coupure est  $f_{haute} = 1/2 \cdot (22\text{nF}) \cdot (330\text{k}) = 21.92\text{Hz}$
- )] La mi-bande gain du deuxième filtre est  $A_2 = - 330\text{k}/10\text{k} = - 33$

Donc, pour le stade du filtre passe bande, le gain total est de :

$$A_1 \times A_2 = (-12) \times (-33) = 396$$

En ajoutant ce gain à celui de l'amplificateur DC,

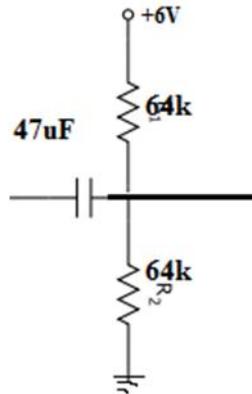
Le gain AC total pour le circuit est de  $4.07 \times 10^4$ .

Le choix de haute et de basse fréquence de coupure est adéquat pour donner une onde AC très nette.

### 1-1-3- Stade de couplage AC:

Après avoir filtré le signal. Le stade du couplage AC permet de procurer le niveau du penchant DC. Nous voulons que le niveau DC de l'onde soit équivalent approximativement mi-V DD ce qui est égal à 2.5v. En se basant sur ce niveau de penchant il est plus facile d'échantillonner le signal AC en utilisant l'ADC intégré dans le MCU.

## Chapitre III : Circuit électronique et Programmation

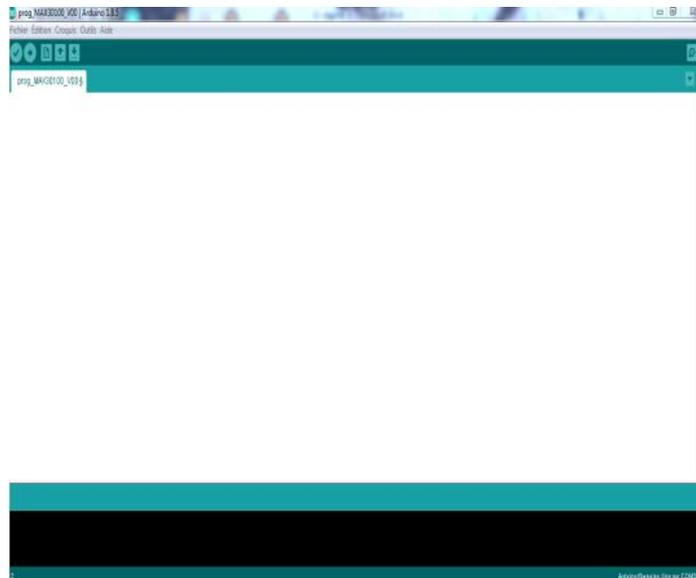


**Figure III.7.**Stade de couplage AC

### 2- conception logicielle :

#### 2-1- l'environnement de programmation ARDUINO :

La carte Arduino présente le noyau de notre système et pour que l'on puisse la programmer, on doit disposer du logiciel compatible avec cette carte, ce logiciel est Arduino EDI ( espace de développement intégré), qui porte le même nom de la carte Arduino.



**Figure III.8.** Fenêtre principale de l'environnement de programmation

### 2-2- description du logiciel Arduino :

Le logiciel Arduino a pour fonctions principale

- ✓ Le pouvoir d'écrire et compiler des programmes pour la carte Arduino.
- ✓ De se connecter avec la carte Arduino pour y transférer les programmes.
- ✓ De communiquer avec la carte Arduino.

Cet espace de développement intégré (EDI) dédié au langage Arduino et à la programmation des cartes Arduino.

- ✓ **Une barre de menu** : comme pour tout logiciel une interface graphique GUI
- ✓ **Une barre de boutons** : cette barre nous donne un accès direct aux fonctions essentielles du logiciel, elle importe au logiciel une simplicité d'utilisation.
- ✓ **Un Editeur (à coloration syntaxique)** : c'est dans cet espace ou on va écrire notre programme, cet espace a les fonctionnalités usuelles de copier/coller et de rechercher/remplacer le texte, et dispose aussi des onglets de navigation.
- ✓ **Une zone de message** : permet d'afficher et indiquer l'état des actions en cours (ex : vérification, téléversement).
- ✓ **Une console texte** : elle permet d'afficher les messages concernant le résultat de la compilation du programme (il nous indique s'il y a des erreurs).
- ✓ **Un terminal série** : ce moniteur est utilisé pour la visualisation ou les données ( messages, valeurs, caractères) transmis vers l'ordinateur via le câble

## Chapitre III : Circuit électronique et Programmation

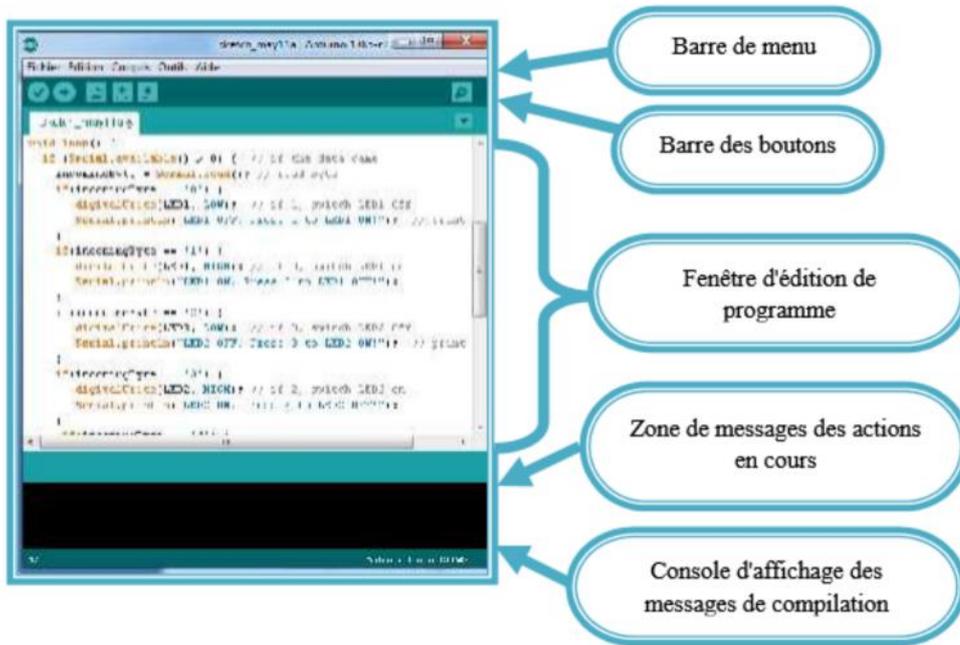


Figure III.9. Les différentes parties de la fenêtre principale du logiciel Arduino

### 2-2-1- Injection du programme

Avant d'envoyer un programme dans la carte, il est nécessaire de sélectionner le type de la carte (ARDUINO UNO) et le numéro de port USB (COM 3) comme à titre d'exemple cette figure suivante.

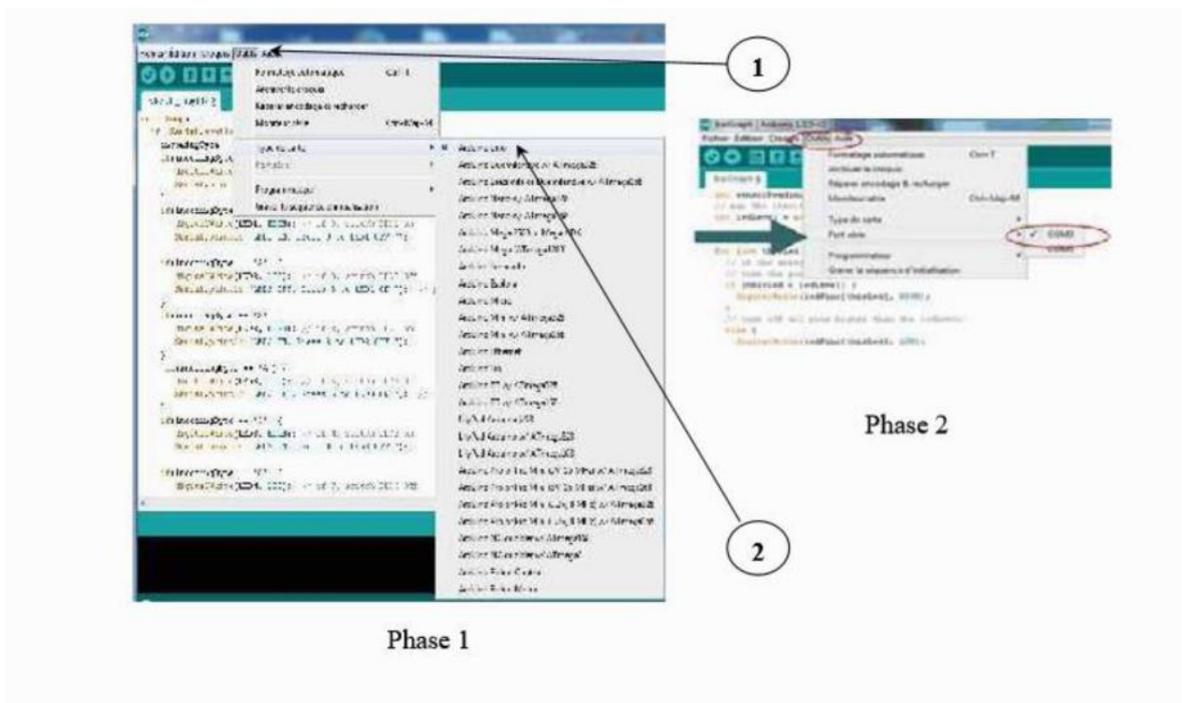


Figure III.10 les étapes de l'injection du programme

### 2-2-2- Description du programme :

Un programme ARDUINO est une suite d'instructions élémentaires sous forme textuelle (ligne par ligne). La carte lit puis effectue les instructions les unes après les autres dans l'ordre défini par les lignes de codes.

#### Commentaires

Les commentaires en programmation informatique sont, des portions du code source ignorées par le compilateur ou l'interpréteur, car ils ne sont pas censés influencer l'exécution du programme.

#### Définition des variables

Ces variables doivent être définies et nommées

#### Configuration des entrées et des sorties

Les broches numériques de l'ARDUINO peuvent aussi bien être configurées en entrée numériques ou en sorties numériques.

#### Programmation des interactions:

On définit les opérations à effectuer dans l'ordre digital write (nom, état) est des autres fonctions relatives aux entrées – sorties numériques.

### 2-2-3- Les étapes de téléchargement du programme :

Une simple manipulation enchaînée doit être suivie afin d'injecter un code vers la carte ARDUINO via le port USB.

- ) On conçoit ou on ouvre un programme existant avec le logiciel IDE ARDUINO.
- ) On vérifie ce programme avec le logiciel ARDUINO (compilation)
- ) Si des erreurs sont signalées, on modifie le programme
- ) On charge le programme sur la carte.
- ) On alimente la carte soit par le port USB, soit par une source d'alimentation autonome (pile 9 volts par exemple).
- ) On vérifie que notre montage fonctionne.

## Chapitre IV : l'assemblage final et le teste du projet réalisé

### 1- Mesure de la pression artérielle :

#### 1-1- Mesure de la pression systolique :

Après que la pression dans le brassard élève à 180 mm Hg : ce qui est approximativement supérieure à la pression systolique d'une personne saine, le brassard commence à dégonfler et le programme entre dans l'étape de la mesure systolique. Durant cette étape le programme observe l'onde AC issue de l'ADC1 lorsque la pression dans le brassard décroît jusqu'à une certaine valeur, le sang commence à couler dans le bras. A ce moment, si on observe l'oscilloscope on peut voir le début des oscillations. La pression systolique peut alors être obtenue. La méthode de notre programme est la mise d'un seuil de tension de 4.04V pour l'onde AC. Au début, il n'y a pas de pulsations et la tension à l'épingle de l'ADC1 figure 4.8 est constante à approximativement 2.5V. Ensuite, lorsque la pression dans le brassard décroît jusqu'à ce que la valeur de la pression systolique soit atteinte, l'oscillation commence et augmente. Nous pouvons alors compter le nombre de pulsations qui ont des valeurs maximales en dessus de tension seuil. Si le programme jusqu'à quatre oscillations, il entre dans l'étape du calcul de la pression systolique. Dans cette étape, le programme enregistre la tension DC de l'épingle ADC0 qui présenté dans la (figure4.7). Ensuite, il convertit cette valeur de tension DC en la pression dans le brassard pour déterminer la pression systolique d'utilisateur.

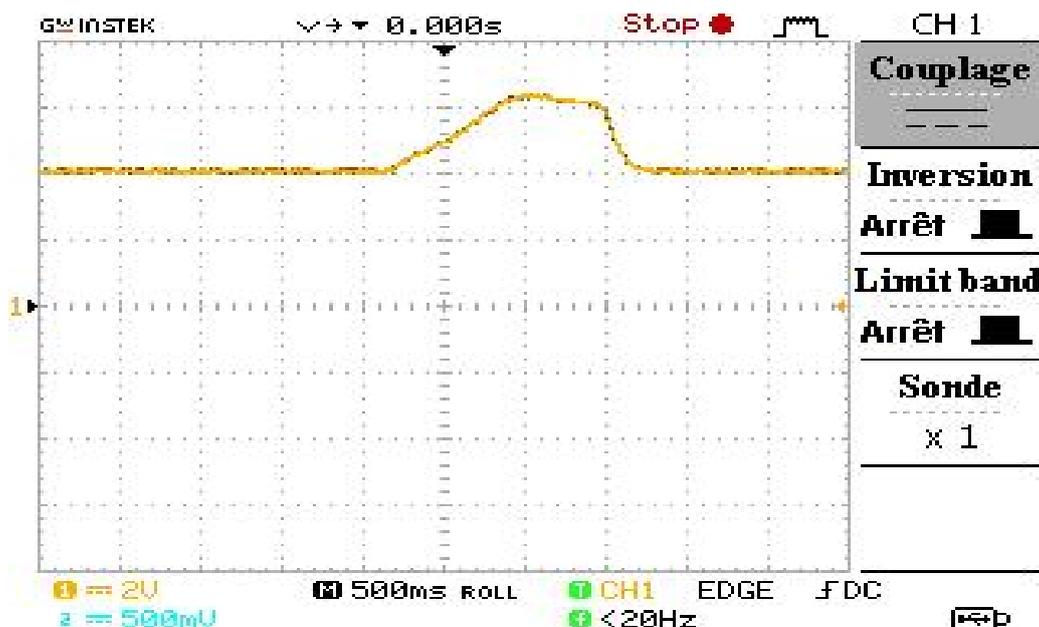


Figure 4.7: signale DC gonflage dégonflage ADC0

## Chapitre IV : l'assemblage final et le teste du projet réalisé

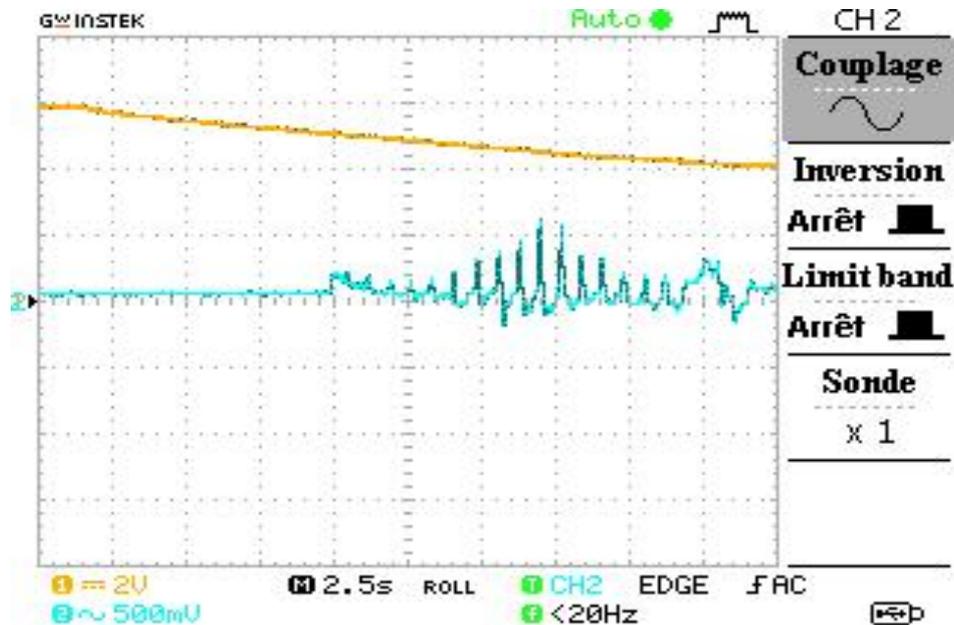


Figure 4.8 : signal AC *ADC1*

A partir des caractéristiques de transfert du capteur de pression et du gain mesuré de l'amplificateur DC, nous pouvons déterminer la pression systolique en observant la tension = DC de l'épingle ADC0. Voici l'explication de la procédure de conversion : Soit « Tension DC » la Tension DC lue de l'épingle ADC0, et « Gain DC » le gain de l'amplificateur DC. Par conséquent la tension différentielle issue de l'amplificateur DC est calculée ainsi :

$$\text{Tension capteur} = \text{Tension DC} / \text{Gain DC} \quad (1)$$

A partir des caractéristiques de transfert du capteur de pression, nous pouvons calculer la pression basée sur la tension de capteur. La pente de la courbe typique est calculée ainsi (Annexe 02) :

$$\text{Pente} = 40\text{mV}/100\text{kPa} = 4 \times 10^{-4} \text{ V/kPa} \quad (2)$$

Donc, la pression dans le brassard en unité k Pa peut être calculée par l'équation :

$$\text{Pression\_kPa} = \text{Tension capteur} / \text{pente} \quad (3)$$

Nous pouvons alors convertir la pression à l'unité mm Hg en multipliant par 760 mmHg / 101.325 kPa. Donc la pression en unité mm Hg est exprimée ainsi :

$$\text{pression\_mmHg} = \text{pression\_kPa} \times 760\text{mmHg}/101.325\text{kPa} \quad (4)$$

On combinant toutes ces conversions, nous obtenons la formule pour convertir la tension DC en la pression dans le brassard de la manière suivante :

## Chapitre IV : l'assemblage final et le teste du projet réalisé

$$\text{pression\_mmHg} = (\text{Tension DC} / \text{Gain Tension}) \times 9375 \quad (5)$$

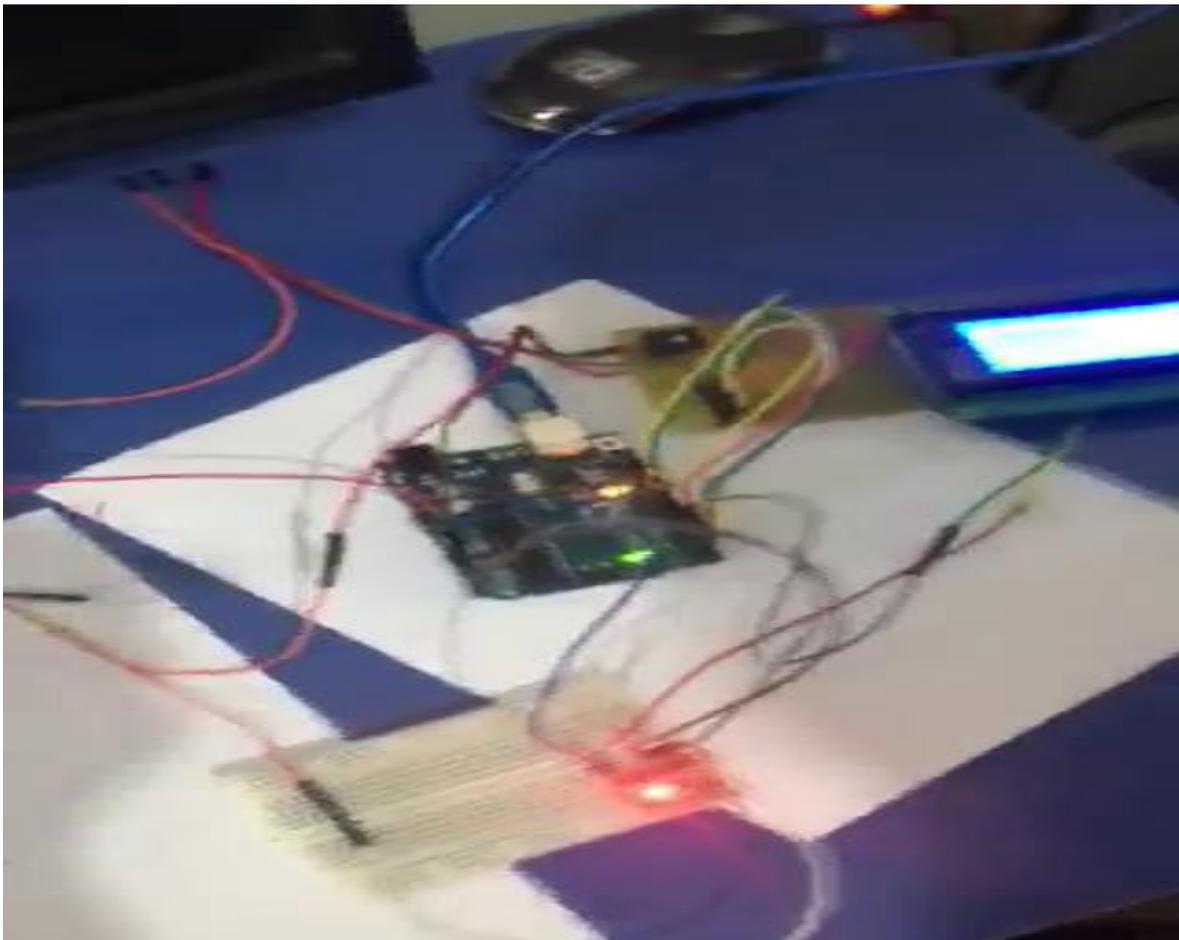
Une fois que le programme termine ce calcul, il entre dans l'étape de mesure de la pression diastolique de l'utilisateur.

### 1-2- Mesure de la pression diastolique :

Pour la mesure de la pression diastolique, on observe la valeur des oscillations à l'entrée de l'épingle d'ADC1. Si la valeur est supérieure à 2.5V on entre dans un délai de temps équivalent à 500ms, quand la valeur est égale à 2.5V alors on calcul la pression diastolique de la manière suivante :

$$\text{pression\_mmHg} = (\text{Tension DC} / \text{Gain Tension}) \times 9375$$

### 2- Montage Final :



*circuit analogique*

## Chapitre IV : l'assemblage final et le teste du projet réalisé

### 3- Test du l'appareil :

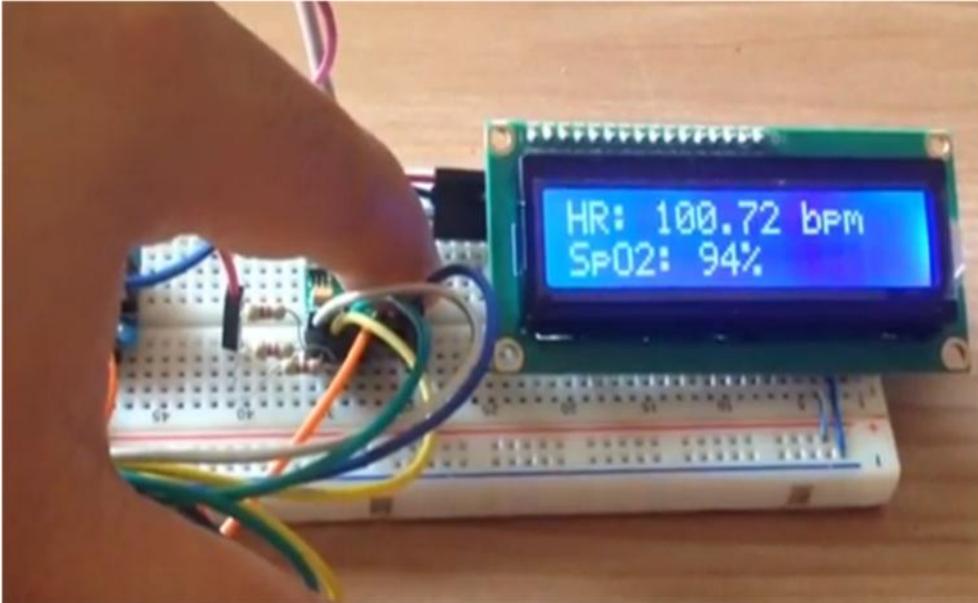
Le test a été réalisé sur un sujet féminin sain, son âge, sa taille et son poids étaient Respectivement : 23ans, 160cm, et 50kg. Les résultats du test (pression systolique et diastolique) dans la Figure 4.15



*Résultats finales mesure de la pression artérielle*

- Pression Systolique : 11 cmHg.
- Pression Diastolique : 8 cmHg.

## Chapitre IV : l'assemblage final et le teste du projet réalisé

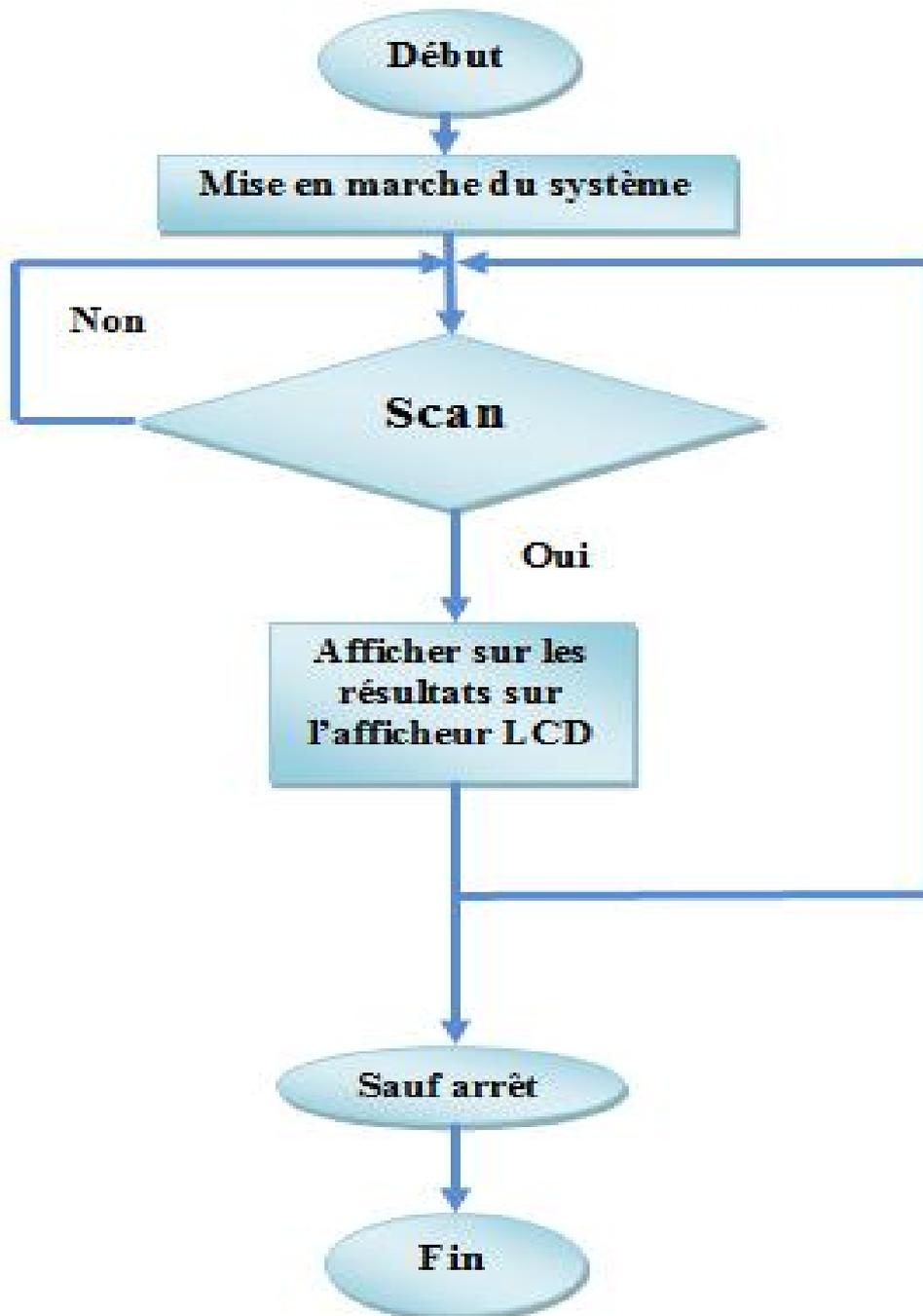


*Résultat de mesure d'ASPO2 avec la MAX30100*

- *La fréquence cardiaque : 100.72 bpm*
- *Taux d'oxygène dans le sang est 94%*

## Chapitre IV : l'assemblage final et le teste du projet réalisé

4- L'algorithme de programme :



*L'organigramme du programme*

## Conclusion générale

Le but de ce travail est le développement et la réalisation d'un moniteur de surveillance capable de mesurer certains paramètres physiologiques a la fois.

Nous avons présenté une idée générale sur les différents paramètres physiologiques et ces méthodes de mesure dans le but d'expliquer le fonctionnement de l'appareil

Et avant de passer a l'étape de la conception et la réalisation des circuits électronique et la programmation du la carte Arduino Uno il à été nécessaire de faire une recherche sur les différents composants choisis et leurs principales caractéristiques et les procédures de teste.

Cette réalisation nous a permet d'élargir notre connaissance dans ce domaine d'application et l'intérêt porté par les utilisateurs.

On peut intégrer d'autres fonctionnalité en exploitant le reste des entrées analogiques de la carte ARDUINO pour acquérir d'autre signaux biologiques telle que :

- L'amélioration de l'algorithme de calcul des pressions, en vue d'obtenir des résultats plus précis et comparables à ceux obtenus grâce à des mesures Auscultatoire.
- L'ajout d'une carte mémoire MMC pour l'enregistrement des résultats
- Permettre à l'Appareil de communiquer en temps réel avec un PC via interface série (RS232) ou USB.
- L'ajoute d'un capteur de glycémie pour les diabétiques.
- L'ajout d'une unité de transmission sans fil de données pour faciliter la prise de mesures ambulatoires.
- L'ajout d'un circuit d'alimentation par batterie pour une portabilité optimale, et pour fournir l'alimentation en cas : de coupure de courant, ou d'une zone dépourvue du réseau électrique.

## Références Bibliographiques

- [1] <http://moniteur-medical.com/moniteur-multiparametrique-de-surveillance-p12.html>.
- [2] [http://www.utc.fr/~mastermq/public/publications/qualite\\_et\\_biomedical/UTC/master\\_mts/2005\\_2006/projets/monitorage/monitorage.htm](http://www.utc.fr/~mastermq/public/publications/qualite_et_biomedical/UTC/master_mts/2005_2006/projets/monitorage/monitorage.htm)
- [3] [https://sofia.medicalistes.fr/spip/IMG/pdf/Le\\_trace\\_electrique\\_cardiaque\\_dynamique-Sandrine\\_Couillez\\_-2009.pdf](https://sofia.medicalistes.fr/spip/IMG/pdf/Le_trace_electrique_cardiaque_dynamique-Sandrine_Couillez_-2009.pdf)
- [4] X. Liu, Y. Zheng, M. W. Phyu, B. Zhao, and X. Yuan, Multiple functional ECG signal is processing for wearable applications of long-term cardiac monitoring, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 58, no. 2, pp. 380–389, Feb. 2011.
- [5] Mémoire de MAGISTER En Electronique présenté par Mr BELMEKHFI Mohammed Mise au point d'un système de mesure de paramètres physiologiques à base d'un Smartphone Androïde.2014.
- [6] [https://www.robe-materiel-medical.com/images/files/tudela\\_saturomtrie\\_en\\_milieu\\_prhospitalier.pdf](https://www.robe-materiel-medical.com/images/files/tudela_saturomtrie_en_milieu_prhospitalier.pdf)
- [7] <https://www.equipmedical.com/fr/oxymetre-de-pouls-a-quoi-sert-il--gc3022.html>
- [8] <http://www.tensoval.fr/pression-arterielle.php>
- [9] [http://www.utc.fr/~mastermq/public/publications/qualite\\_et\\_biomedical/UTC/master\\_mts/2005\\_2006/projets/monitorage/monitorage.htm](http://www.utc.fr/~mastermq/public/publications/qualite_et_biomedical/UTC/master_mts/2005_2006/projets/monitorage/monitorage.htm)
- [10] [https://wiki.mdl29.net/lib/exe/fetch.php?media=elec:arduino\\_dossier\\_ressource.pdf](https://wiki.mdl29.net/lib/exe/fetch.php?media=elec:arduino_dossier_ressource.pdf)
- [11] <https://www.infirmiers.com/etudiants-en-ifsu/cours/la-saturation-pulsee-en-oxygene.html>