

**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**  
**Département ELECTRONIQUE**

## **Mémoire de Fin d'Etudes**

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

**Option : Electronique Biomédicale**

***Thème :***

**Conception et réalisation d'un tensiomètre  
électronique**

**Dirigés par :**

**M<sup>r</sup> : LAGHROUCHE Mourad**

**Présenté par :**

**M<sup>r</sup> : LOUNIS AMINE**

**M<sup>elle</sup> : SAIDOUN SABRINA**

**Promotion 2017**

# *Remerciement*

*Nous tenons à remercier DIEU tout puissant pour nous avoir permis d'arriver à ce stade.*

*Nous témoignons notre gratitude à nos chers parents et à toutes les personnes ayant contribué de près ou de loin à la réalisation de ce travail et sans qui nous aurions jamais pu arriver à sa finalisation.*

*Nous remercions énormément notre encadreur Monsieur M. LAGHROUCHE, pour avoir accepté de nous encadrer, la qualité et la précision de ses remarques ont été très précieux.*

*A Madame ISSELI qui nous a ouvert son labo.*

*Nos vifs remerciements vont également aux membres du jury pour l'intérêt qu'ils ont porté à notre recherche en acceptant d'examiner notre travail et de l'enrichir par leurs propositions.*

*A nos amis (nos collègues du labo) qui par leurs encouragements, on a pu surmonter tous les obstacles, et on a travaillé avec une ambiance enrichissante.*

# *Dédicaces*

*A mes parents : Pour l'amour et l'affection qu'ils m'ont donné ; pour leurs éducations et leurs conseils fructueux qui m'ont été prodigués. Et pour tout ce qui m'ont donné.*

*A mes frères Ridha , zinedine , yani*

*Pour leur soutien et aide.*

*A ma binôme Sabrina et sa famille.*

*A mes camarades de la promo électroniques biomédicale :*

*Pour tous les bons moments qu'on a passé ensemble (Samia, M'henni, ...).*

*A mes amis de labo et à mes chers amis proches*

*A Mr MOULOUDJ Kamel*

*A tous ceux qui ont participé de près ou de loin à la réalisation de notre travail.*

**AMINE**



## Liste des abréviations signes et symboles

**AV** : Auriculo-ventriculaire

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

**ADC**: Analog to Digital Converter

**CAN** : Convertisseur Analogique Numérique

**DC** : Débit Cardiaque

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

**ECG** : Electrocardiographie

**E** : Enable (valider)

**FC** : Fréquence Cardiaque

**Filtre PB** : Filtre Passe-Bande

**HTA**: Hypertension Artérielle

**I2C**: Inter-Integrated Circuit

**LCD**: Liquid-Crystal Display

**MCU**: Micro-Controller Unit

**PA**: Pression Artérielle

**PAS** : Pression Artérielle Systolique

**PAD** : Pression Artérielle Diastolique

**PA diff**: Pression Artérielle Différentielle

**PAM**: Pression Artérielle Moyenne

**RAM**: Random Access Memory

**R/W:** Read/Write

**RS:** Register Select (Sélection du Registre)

**TA:** Tension Artérielle

**SNC:** Système Nerveux Central

**VTS :** Volume Télé-systolique

**VS :** Volume Systolique

**V SS :** Masse électrique du circuit

**V DD:** Alimentation du circuit

## Liste des tableaux

<b>Tableau I.1</b> : Anatomie du cœur .....	05
<b>Tableau I.2</b> : Pression des différentes zones cardiaques .....	13
<b>Tableau I.3</b> : Régulation hormonale de la pression artérielle .....	16
<b>Tableau I.4</b> : Chiffres limites des différents niveaux d'hypertension .....	17
<b>Tableau III.1</b> : Caractéristiques d'opération du capteur MPX2050DP .....	43
<b>Tableau III.2</b> : Configuration et fonction des broches .....	48
<b>Tableau III.3</b> : Brochage afficheur LCD 4*16 .....	50

## Liste des figures

<b>Figure I.1</b> : Emplacement du cœur .....	04
<b>Figure I.2</b> : Anatomie du cœur .....	05
<b>Figure I.3</b> : La Paroi du cœur .....	06
<b>Figure I.4</b> : la systole auriculaire.....	07
<b>Figure I.5</b> : systole ventriculaire .....	08
<b>Figure I.6</b> : la phase de la systole ventriculaire .....	09
<b>Figure I.7</b> : la phase de la diastole ventriculaire.....	10
<b>Figure I.8</b> : La pression artérielle (PA) .....	10
<b>Figure I.9</b> : Sphygmogramme .....	11
<b>Figure I.10</b> : Variation de la pression artérielle systolique durant l'année .....	14
<b>Figure II.1</b> : Sphygmomanomètre et stéthoscope pour la mesure de la PA .....	23
<b>Figure II.2</b> : Les étapes de la mesure de la pression artérielle .....	24
<b>Figure II.3</b> : Exemple d'auto-tensiomètre doté d'un brassard a fixé sur le bras .....	25
<b>Figure II.4</b> : Représentation schématique des oscillations après filtrage de la rampe .....	25
<b>Figure II.5</b> : Doppler de poche.....	27
<b>Figure III.1</b> : Schéma fonctionnel de l'appareil de mesure de la PA .....	32
<b>Figure III.2</b> : Présentation de la carte arduino uno .....	35
<b>Figure III.3</b> : Logiciel Arduino .....	37
<b>Figure III.4</b> : Microcontrôleur ATmega 328 .....	38
<b>Figure III.5</b> : Les pins de l'ATmega 328 .....	39
<b>Figure III.6</b> : Le capteur de pression MPX2050DP .....	42
<b>Figure III.7</b> : Caractéristiques de sortie (V out en fonction de la Press Diff).....	44

<b>Figure III.8 :</b> Teste du capteur MPX 2050 DP sans pression .....	45
<b>Figure III.9 :</b> Teste du capteur MPX 2050 DP avec avoir augmenter la pression .....	45
<b>Figure III.10 :</b> L'amplificateur d'instrumentation AD 620 AN .....	46
<b>Figure III.11. :</b> AD620 avec $R_g=200$ ohms .....	46
<b>Figure III.12 :</b> L'amplificateur opérationnel OPA2277 .....	47
<b>Figure.III.13 :</b> Brochage LCD 4*16 .....	49
<b>Figure.III.14 :</b> Test de l'afficheur LCD .....	51
<b>Figure.III.15:</b> (a) valve électronique (b) électropompe .....	52
<b>Figure.III.16:</b> le système pneumatique .....	53
<b>Figure.III.17 :</b> Schéma d'un Brassard .....	53
<b>Figure.III.18 :</b> Brassard standard (22-32 cm) .....	54
<b>Figure.III.19 :</b> Test de la partie pneumatique .....	54
<b>Figure IV.1 :</b> Le circuit analogique.....	58
<b>Figure IV.2 :</b> Le premier filtre passe bande .....	61
<b>Figure IV.3 :</b> Le second filtre passe bande .....	61
<b>Figure IV.4 :</b> Le stade de couplage AC.....	62
<b>Figure IV.5 :</b> Schéma de connexion de la pompe et de la valve avec le MCU.....	62
<b>Figure IV.6 :</b> Schéma d'implantation de l'afficheur LCD .....	63
<b>Figure IV.7 :</b> Schéma de connexion des amplificateurs avec le MCU .....	63
<b>Figure IV.8</b> typon de circuit électronique .....	64
<b>Figure IV.9 :</b> Cote composants du circuit .....	64
<b>Figure IV.10 :</b> Le circuit final. ....	65
<b>Figure IV.11:</b> schéma structurel de circuit d'alimentation .....	66

<b>Figure IV.12 :</b> Typon de l'alimentation .....	67
<b>Figure IV.13 :</b> cote composant de l'alimentation .....	67
<b>Figure IV.14 :</b> L'alimentation finale .....	68
<b>Figure IV.15 :</b> Fenêtre principale de l'environnement de programmation .....	69
<b>Figure IV.16 :</b> La différente partie de la fenêtre principale du logiciel arduino .....	70
<b>Figure IV.17 :</b> Fenêtre associer au moniteur série .....	71
<b>Figure IV.18 :</b> La barre des menus.....	72
<b>Figure IV.19:</b> La barre des boutons .....	73
<b>Figure IV.20 :</b> L'organigramme du programme .....	74
<b>Figure IV.21 :</b> Montage finale du projet .....	81
<b>Figure IV.22 :</b> Test du projet.....	82

## Introduction générale

---

Les tensiomètres électroniques sont des appareils d'auto-mesure de la pression artérielle destinés aux particuliers. Ils permettent une prise de pression régulière, tous les jours, voire plusieurs fois par jour. Cela constitue une aide précieuse au diagnostic médical pour les professionnels de santé, car la répétition des prises à différents moments de la journée peut faciliter le choix d'un traitement dans certains cas. Deux types d'appareils existent :

- Les tensiomètres électroniques au bras
- Les tensiomètres électroniques au poignet

Le but de notre projet est la réalisation d'un tensiomètre électronique au bras capable de mesurer les pressions systoliques et les pressions diastoliques ensuite les afficher sur un afficheur LCD.

Nous allons entamer la démarche qui se repose sur une analyse qualitative et quantitative d'étude et de réalisation d'un tensiomètre électronique et pour cela on va organiser le mémoire comme suite :

Dans le premier chapitre, nous allons commencer par une étude sur les pressions du cœur humain et ses anomalies. Dans le deuxième chapitre, on va présenter les différentes méthodes de la mesure de la pression artérielle. Le chapitre trois consiste à citer les composants électroniques choisis et leurs caractéristiques pour notre projet de réalisation. Quant au quatrième chapitre on va présenter les différentes étapes de la réalisation de la maquette, les circuits électroniques, les différentes connexions des composants avec le microcontrôleur ATmega238 et sa programmation, enfin l'assemblage final et le test du projet réalisé.

### I.1. Introduction :

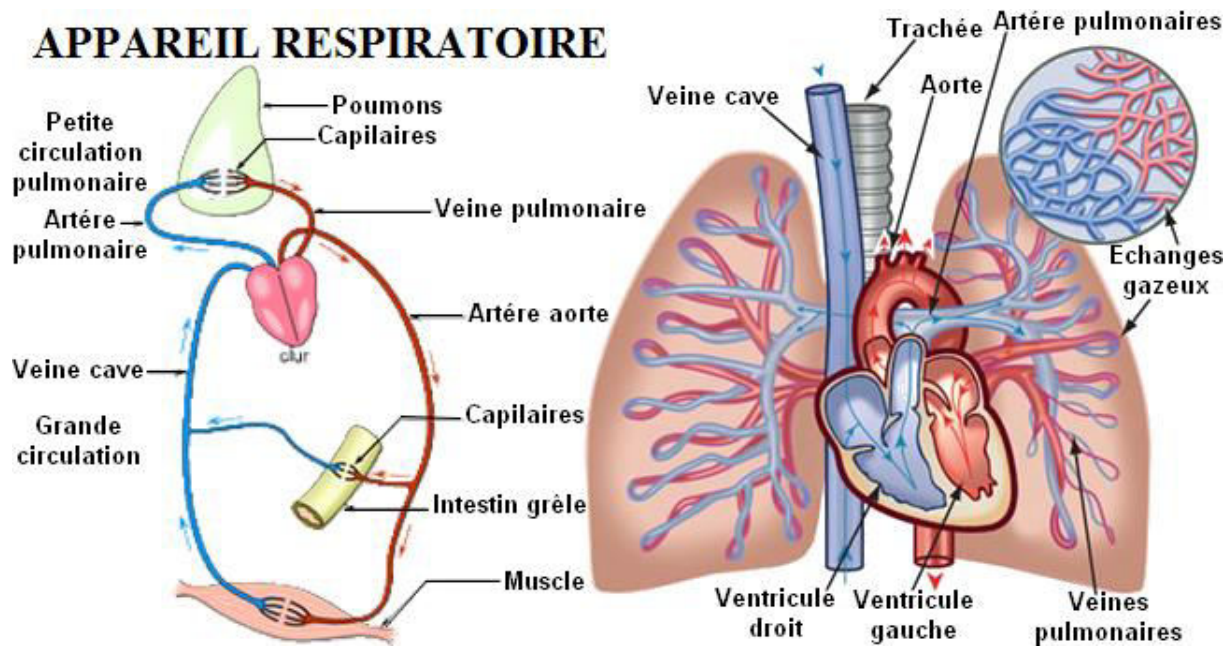
Le cœur est un organe creux et musculaire qui assure la circulation du sang en pompant le sang par des contractions rythmique vers les vaisseaux sanguins et les cavités du corps, il est le centre du système circulatoire sanguin.

La tension sanguine est la pression avec laquelle le sang est propulsé dans le système vasculaire sous l'impulsion du cœur, le sang est continuellement sous pression dans le réseau artériel et veineux, que le muscle du cœur soit en phase de contraction (=systole) ou en phase de repos entre deux contractions (=diastole).

### I.2. Anatomie et physiologie du cœur :

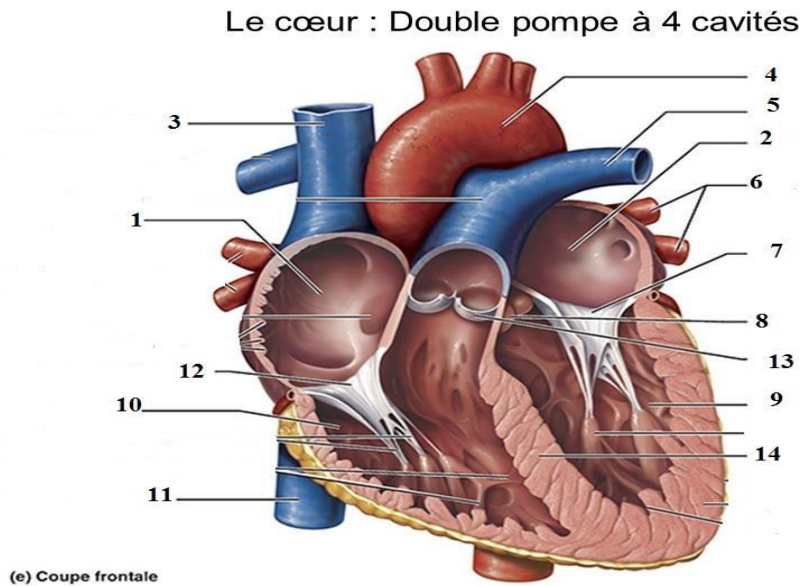
Dans le corps humain, le cœur se situe dans le médiastin antérieur. C'est la partie médiane de la cage thoracique, Il se trouve un peu à gauche du centre du thorax, délimitée latéralement par les poumons, en bas par la couple diaphragmatique, en avant par le sternum et le grill costal, en haut par la trachée et les gros vaisseaux et en arrière par le médiastin postérieur contenant l'œsophage.

C'est un organe creux mu, formé d'un tissu musculaire épais le Myocarde, et enrobé du péricarde (péri cardium) ; il est entouré par les poumons. (Figure I.1) Le cœur mesure de 14 à 16 cm et son diamètre de 12 à 14 cm. Sa taille est d'environ 1.5 fois la taille du poing fermé de la personne. Son volume vaut environ 50 à 60cm<sup>3</sup>. Un peu moins gros chez la femme que chez l'homme, il mesure en moyenne chez celui ci 105mm de largeur, 98mm de hauteur, 205mm de circonférence. Le cœur d'un adulte pèse de 300 à 350 grammes. Ces dimensions sont souvent augmentées dans les affections cardiaques. Il consiste en quatre chambres, appelées cavités cardiaques : deux cavités supérieures : les oreillettes ou atria ou oreillettes et deux cavités inférieures : les ventricules. [1]



**Figure I.1 : Emplacement du cœur**

Un mur musculaire épais, le septum, divise l'atrium et le ventricule gauche de l'atrium et le ventricule droit, évitant le passage de sang entre les deux moitiés du cœur. Des valves entre les oreillettes et les ventricules assurent le passage unidirectionnel coordonné du sang depuis les atria vers les ventricules. L'organe central de la circulation sanguine est, en réalité, composé de deux cœurs accolés l'un à l'autre, mais cependant totalement distincts l'un de l'autre : un cœur droit dit veineux, et un cœur gauche dit artériel. Les ventricules ont pour fonction de pomper le sang vers le corps ou vers les poumons. Leurs parois sont plus épaisses que celles des atria, et la contraction des ventricules est plus importante pour la distribution du sang. (**Figure I.2**)



**Figure I.2 : Anatomie du cœur**

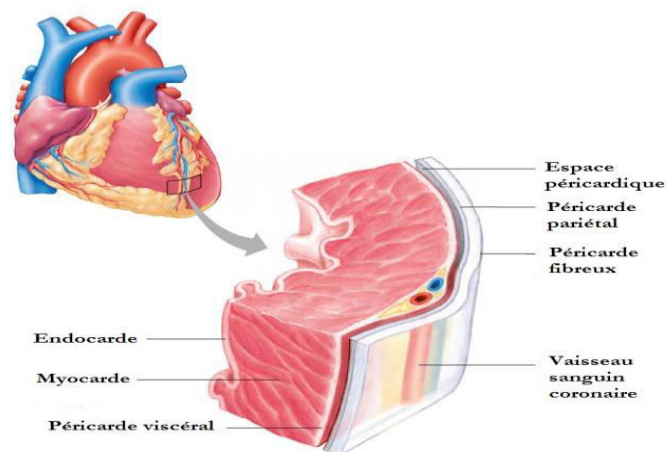
1	Oreillette droite
2	Oreillette gauche
3	Veine cave supérieure
4	Aorte
5	Artère pulmonaire
6	Veine pulmonaire
7	Valve mitrale (auriculoventriculaire)
8	Valve aortique
9	Ventricule gauche
10	Ventricule droit
11	Veine cave inférieure
12	Valve tricuspide (auriculoventriculaire)
13	Valve sigmoïde (pulmonaire)
14	Septum Interventriculaire

**Tableau I.1 : Anatomie du cœur**

Du sang appauvri en oxygène par son passage dans le corps entre dans l'atrium droit par trois veines, la veine cave supérieure, la veine cave inférieure et le sinus coronaire. Le sang passe ensuite vers le ventricule droit. Celui-ci est éjecté vers les poumons par l'artère pulmonaire.

Après avoir perdu son dioxyde de carbone aux poumons et s'y être pourvu d'oxygène, le sang passe par les veines pulmonaires vers l'oreillette gauche. De là le sang oxygéné entre dans le ventricule gauche. Celui-ci est la chambre pompant principale, ayant pour but d'envoyer le sang par l'aorte vers toutes les parties du corps sauf les poumons.

Le ventricule gauche est bien plus massif que le droit parce qu'il doit exercer une force considérable pour forcer le sang à traverser tout le corps contre la pression corporelle, tandis que le ventricule droit ne dessert que les poumons. Bien que les ventricules se trouvent en bas des atria, les deux vaisseaux par lesquels le sang quitte le cœur (l'artère pulmonaire et l'aorte) se trouvent en haut du cœur. La paroi de ce dernier (Figure I.3) est composée de muscle qui ne se fatigue pas. Elle consiste en trois couches distinctes. La première est l'épicaarde qui se compose d'une couche de cellules épithéliales et de tissu conjonctif. La deuxième est l'épais myocarde ou muscle cardiaque. À l'intérieur se trouve l'endocarde, une couche additionnelle de cellules épithéliales et de tissu conjonctif. Le cœur a besoin d'une quantité importante de sang, offerte par les artères coronaires (dont la circulation est dite diastolique) gauche et droite, des embranchements de l'aorte.



**Figure I.3 : La Paroi du cœur.**

### I.3. La révolution cardiaque

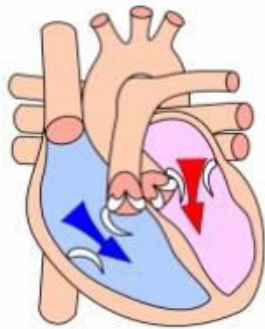
Le cœur possède une fréquence d'impulsion au repos de 60 à 80 battements pour un débit de 4,5 à 5 litres de sang par minute. Chaque battement du cœur entraîne une séquence d'événements collectivement appelés la révolution cardiaque. Celle-ci consiste en trois étapes majeures : la systole auriculaire, la systole ventriculaire et la diastole. Au début du cycle cardiaque le sang remplit les oreillettes droites et gauches grâce aux veines caves et pulmonaires.

Au cours de la systole auriculaire, les oreillettes se contractent et éjectent du sang vers les ventricules (remplissage actif). Une fois le sang expulsé des oreillettes, les valves auriculo-ventriculaires entre les oreillettes et les ventricules se ferment. Ceci évite un reflux

du sang vers les oreillettes. La fermeture de ces valves produit le son familier du battement du cœur. (Figure I.4)

+

### Systole auriculaire :



- Éjection du sang contenu dans les auricules vers les ventricules.
- Fermeture des valvules auriculo-ventriculaires.

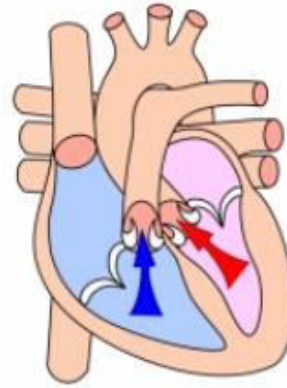
**Figure I.4 : La Systole auriculaire**

La systole ventriculaire implique la contraction des ventricules, expulsant le sang vers le système circulatoire. Une fois le sang expulsé, les deux valves sigmoïdes (la valve pulmonaire à droite et la valve aortique à gauche) se ferment, ainsi le sang ne reflue pas vers les ventricules. La fermeture des valvules sigmoïdes produit un deuxième bruit cardiaque plus aigu que le premier. Pendant cette systole les oreillettes maintenant relâchées, se remplissent de sang. (Figure I.7)

+

### Systole ventriculaire :

- Éjection du sang contenu dans les ventricules vers les artères.
- Fermeture des valvules sigmoïdes.



**Figure I.5 : La Systole ventriculaire.**

Enfin, la diastole est la relaxation de toutes les parties du cœur, permettant le remplissage (passif) des ventricules et l'arrivée de nouveau sang. Le cœur passe 1/3 du temps en systole et 2/3 en diastole. L'expulsion rythmique du sang provoque ainsi le pouls que l'on peut tâter.

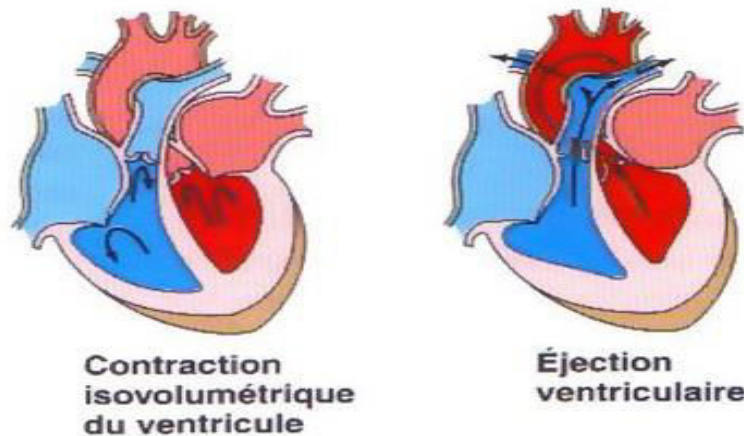
#### **I.3.1. La systole et diastole ventriculaire :**

La description portera seulement sur le cœur gauche mais il faut avoir à l'esprit que la même séquence d'événements a lieu dans le cœur droit, la différence près que la pression dans l'artère pulmonaire et dans le ventricule droit pendant la systole est environ sept fois plus basse que dans l'aorte et le ventricule gauche.

Dès le début de la systole ventriculaire, la pression est plus haute dans le ventricule que dans l'oreillette ce qui cause la fermeture de la valve AV (Auriculo-ventriculaire).

La pression intra-ventriculaire continue à monter jusqu'à dépasser la pression dans l'aorte, la valve aortique s'ouvre et l'éjection de sang commence (**Figure I.6 b**) il y a donc un

temps court après la fermeture de la valve AV et avant l'ouverture de la valve aortique pendant lequel le ventricule est une cavité close. Les deux valves étant fermées, le sang ne peut ni entrer ni sortir du ventricule pendant ce temps. C'est la contraction iso volumétrique (**Figure I.6 a**) durant laquelle le volume ventriculaire ne change pas alors que la pression ventriculaire augmente.



**Figure I.6 : Les phases de la systole ventriculaire**

Le volume de sang pompé hors du ventricule à chaque contraction est le volume systolique. La pression monte dans l'aorte du fait que la contraction ventriculaire se poursuit et que le sang entre dans l'aorte, c'est le plus vite qu'il ne la quitte à l'autre extrémité par les petites artères. Le volume ventriculaire décroît avec l'éjection rapide de sang et la pression dans le ventricule se baisse rapidement.

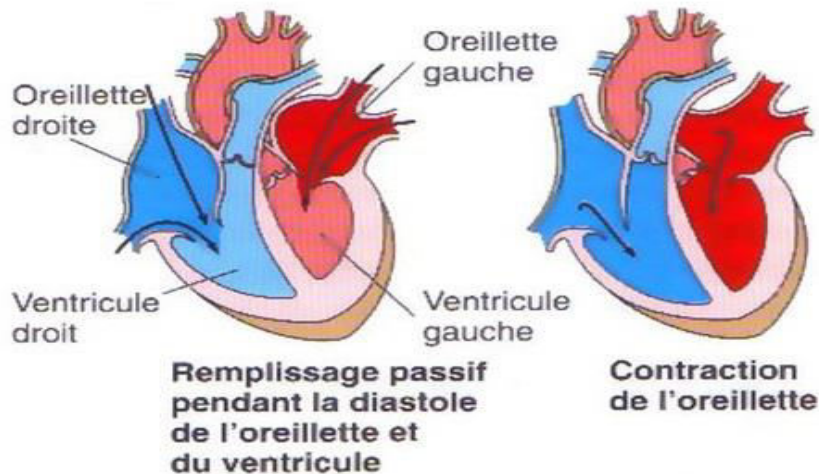
- **Fin de la Systole Ventriculaire**

Le ventricule ne se vide pas complètement pendant l'éjection. C'est environ la moitié du sang qu'il contient à la fin de la diastole qui est éjecte pendant la systole suivante. Le volume de sang restant dans le ventricule à la fin de l'éjection est le volume télé systolique (VTS) qui est d'environ 65 ml.

- **Début de la Diastole Ventriculaire et Relaxation iso volumétrique**

La pression tombe dans le ventricule plus vite que dans l'aorte et la valve aortique se ferme, à partir de ce moment, il ne sort plus de sang hors du ventricule. Puisque la pression dans le ventricule est encore supérieure a celle de l'oreillellette.il ne peut y avoir pendant une période

courte ni sortie de sang vers l'aorte ni entrée de sang dans le ventricule en provenance de l'oreillette. C'est la relaxation iso volumétrique ventriculaire. (**Figure I.7a**) durant lequel le volume de la cavité ne change pas, et la pression se baisse. au moment où la pression dans le ventricule tombe en-dessous de celle de l'oreillette. la valve AV s'ouvre et le remplissage du ventricule recommence. (**Figure I.7 b**)



**Figure I.7 : Les phases de la diastole ventriculaire**

#### I.4. Pression Artérielle(PA)

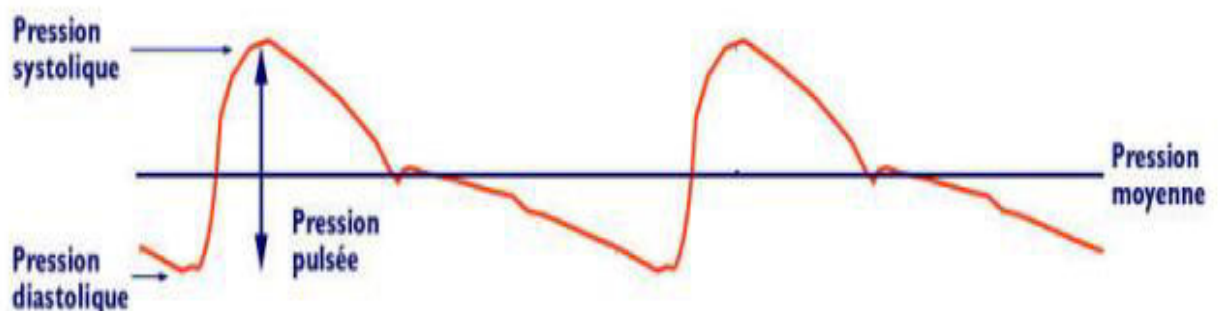
La pression artérielle (ou la Tension Artérielle TA) se définit comme une force latérale exercée par le sang par unité de surface pariétale (Figure I.8). Elle est essentielle pour l'approvisionnement en oxygène et nutriments des organes du corps, son maintien et son contrôle sont à la base des transferts liquidiens dans les tissus et de l'épuration rénale des déchets.



**Figure I.8 : La pression artérielle (PA)**

La pression artérielle se mesure 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 I.9). Ce tracé obtenu à l'aide du sphygmographe.

La PA atteint son point le plus élevé dans l'aorte et les grosses artères lors de la systole (contraction ventriculaire) et chute à son point le plus bas lors de la diastole (relaxation ventriculaire). C'est au niveau des petites artères que le sang perd beaucoup de pression, en raison de la résistance opposée à l'écoulement sanguin.



**Figure I.9 : Sphygmogramme**

Cette courbe nous permet de définir quatre notions importantes

#### **I.4. Pression Artérielle Systolique (PAS) :**

Le maximum correspond à la pression artérielle systolique (PAS). Cette PAS est déterminé par le volume d'éjection systolique du ventricule gauche, la vitesse d'éjection et l'insensibilité aortique. La PAS est déterminante pour la propulsion du sang dans les réseaux vasculaires résistifs tels que celui du cerveau. Lors de la mesure de PA, 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 mm Hg = 0,00133 bar.

### I.4.1 Pression Artérielle Diastolique (PAD) :

Le minimum de cette courbe correspond à la pression artérielle diastolique (PAD). Elle dépend de la durée de la pause diastolique et de l'état de distensibilité artériolaire. Elle détermine la propulsion du sang dans le réseau coronaire puisque l'irrigation myocardique n'est pas efficace lors de la systole.

### I.4.3 Pression Artérielle Différentielle (ou pulsée PP) :

La pression artérielle différentielle (PA diff), c'est-à-dire la différence entre la PAS et la PAD, est responsable de la sensation de pouls. La palpation du pouls, par exemple, est souvent capitale lors de l'évaluation d'un état de choc compensé avec un pouls frappé et d'un état de choc décompensé avec un pouls filant. Elle peut être aussi utilisée pour préciser l'efficacité du massage cardiaque lors d'une réanimation.

### I.4.4 Pression Artérielle Moyenne (PAM) :

Enfin la pression artérielle moyenne (PAM), n'est pas la moyenne arithmétique des PAS et PAD car physiologiquement la systole dure moins longtemps que la diastole.

$$PAM = (PAS + 2 \times PAD) / 3 \quad (I.1)$$

La PAM correspond au produit du débit cardiaque (DC) par les résistances vasculaires périphériques (RVP).

$$PAM = DC \times RVP \quad (I.2)$$

La pression artérielle moyenne est la même dans tout le réseau artériel de l'origine de l'aorte aux petits artères.

#### I.4.4.1 Débit cardiaque (DC) :

Le débit cardiaque est la quantité de sang propulsée par le ventricule gauche en une minute (5,5L en moyenne). Il est équivalent au volume systolique (VS), qui est la quantité de sang expulsée par la contraction du ventricule gauche à chaque systole (70-80 ml), multiplié par la fréquence cardiaque (FC), c'est-à-dire le nombre de battements cardiaques par minutes.

$$DC \text{ (ml/min)} = VS \text{ (ml/battement)} \times FC \text{ (battements/min)}.$$

Lorsque le cœur pompe de façon plus énergique, le débit s'élève faisant ainsi augmenter la pression artérielle.

#### I.4.4.2 la Résistance Vasculaire périphérique :

La résistance périphérique est, quant à elle, la résistance que les vaisseaux sanguins opposent à l'écoulement du sang. Les plus petits vaisseaux tels que les artérioles sont ceux qui offrent le plus de résistance. En changeant de diamètre, ils jouent un rôle important dans la régulation de la résistance périphérique, de la pression artérielle et du débit sanguin tissulaire.

La résistance du vaisseau s'élève à l'occasion d'une augmentation de sa tonicité par des nerfs ou d'une augmentation de l'épaisseur des parois de l'artère induit par l'âge.

#### Plages de pression au niveau du cœur

Le tableau I.2 montre les différentes plages de pression au niveau du cœur

Zone	Pression (mmHg)		
	Systolique	Diastolique	Moyenne
Aorte	90 – 150	60 – 80	
Artère pulmonaire	20 – 30	8 – 12	
Oreillette gauche			6 – 12
Ventricule gauche	90 – 150	6 – 12	
Ventricule droit	20 – 30	2 – 6	
Oreillette droite			2 – 6

**Tableau I.2 : Pression des différentes zones cardiaques**

Comme nous l'avons déjà mentionné, la pression dans l'aorte (dite systolique) définit le premier nombre de la tension artérielle, et la pression dans l'aorte (diastolique) définit le second nombre, par exemple une PA de 13/8 (PAS=13 cm Hg et PAD=8 cm Hg).

## I.5. Fluctuation de la pression artérielle :

### I.5.1. Selon la localisation :

Plus le sang s'éloigne du cœur par les artères et moins la pression artérielle sera importante car l'oxygène transporté par le sang doit avoir le temps de passer dans les organes.

En pratique, il a été constaté que la pression artérielle mesurée au niveau du bras est proche de celle mesurée dans l'aorte. Mais la pression artérielle mesurée au niveau du poignet semble moins faible.

### I.5.2. Selon le temps :

La pression artérielle fluctue à court, moyen ou long terme. En fait, il existe un cycle de pression artérielle sur la durée de la vie (Figure. I.10), car elle est plus élevée chez les sujets âgés que chez les sujets jeunes. Ainsi, l'âge est un facteur important de variation de pression artérielle. Mais la pression artérielle varie également selon les saisons, puisqu'elle est plus basse en été qu'en hiver.

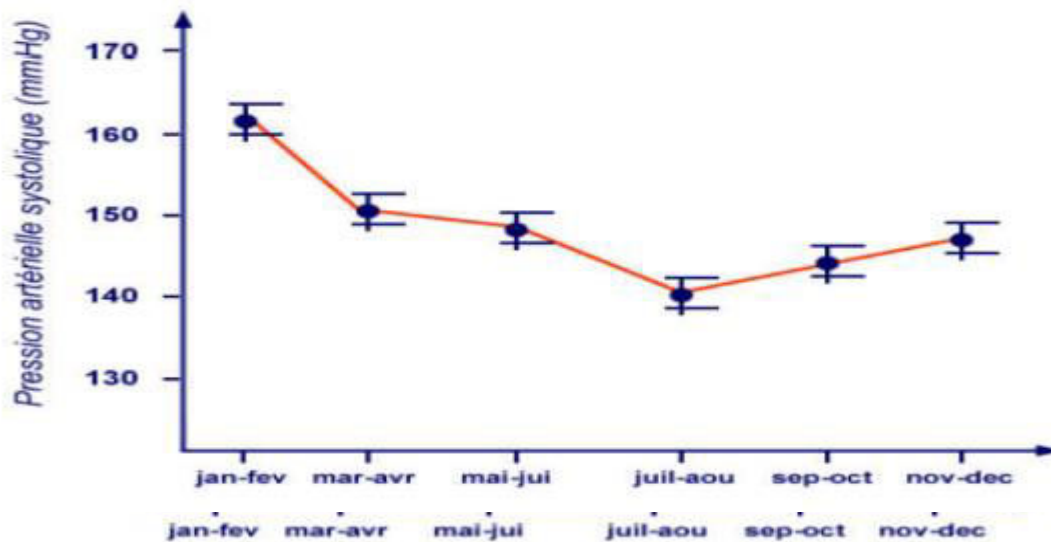


Figure I.10 : Variation de la pression artérielle systolique durant l'année

La pression artérielle varie aussi sur 24 heures, elle est plus élevée en période d'activité, c'est à dire le jour, qu'en période de sommeil. Aujourd'hui, nous pouvons le prouver grâce à un appareil de mesure ambulatoire de la pression artérielle qui nous permet d'obtenir un enregistrement de la pression artérielle durant 24 heures.

Enfin, la pression artérielle fluctue à bien plus court terme en fonction de nos émotions, de la fréquence respiratoire et de nos commandes nerveuses qui régulent automatiquement la pression artérielle.

## **I.6. Régulation de la pression artérielle**

En condition physiologique normale, plusieurs mécanismes régissent la pression artérielle en réglant la fréquence cardiaque, le volume systolique, la résistance périphérique et le volume sanguin. Certains mécanismes ajustent rapidement la pression artérielle en fonction de changements soudains, tandis que d'autres, plus lents, assure la régulation à long terme.

### **I.6.1. Système nerveux**

Le système nerveux central (SNC) joue un rôle important dans le contrôle de la pression artérielle. En régulant l'activité du système nerveux autonome et la relâche d'hormones dans le sang, le SNC modifie rapidement la pression artérielle ainsi que la fréquence cardiaque.

### **I.6.2. Facteurs neuro-humoraux**

Certains facteurs hormonaux contribuent également à la régulation de la pression artérielle et du débit sanguin en modifiant le débit cardiaque, la résistance périphérique ou le volume sanguin total. Ces facteurs sont présentés dans le Tableau I.3.

Facteur influant sur la PA	Hormone	Effet sur la PA
DC : augmentation FC et contractilité du cœur	Noradrénaline	Augmentation
	Adrénaline	
Résistance Périphérique	Angiotensine II	Augmentation
	Hormone antidiurétique	
	Noradrénaline	
	Adrénaline	
Vasodilatation	Monoxyde d'azote	Diminution
	Adrénaline	
Volume Sanguin Augmentation du VS	Aldostérone	Augmentation
	Hormone antidiurétique	
Diminution du VS	Peptide natriurétique auriculaire	Diminution

PA: Pression Artérielle, DC: Débit Cardique, FC: Fréquence Cardique, VS: Volume Sanguin

**Tableau I.3 : Régulation hormonale de la pression artérielle**

## I.7. Hypertension Artérielle

L'hypertension artérielle, ou HTA, est défini par une pression artérielle trop élevée. Le patient porteur d'une HTA est un hypertendu.

### I.7.1. Définition

La pression artérielle doit être mesurée en position assise ou allongée, après 5 à 10 minutes de repos. Les valeurs doivent être retrouvés élevées à trois occasions différentes pour qu'on puisse parler d'hypertension artérielle (ou HTA). Le médecin mesure :

- la pression artérielle systolique ou PAS .
- la pression artérielle diastolique ou PAD.
- une pression artérielle moyenne PAM qui se calcule à partir des deux premiers.

La tension artérielle est considérée comme précédant une hypertension artérielle pour des valeurs de la pression artérielle systolique comprises entre 120 et 139 mm Hg et/ou de la pression artérielle diastolique comprises entre 80 et 89 mm Hg.

Cette définition de l'hypertension artérielle repose en fait sur "l'acceptabilité" d'un risque plutôt que sur la "normalité" d'une valeur. L'hypertension artérielle n'est donc pas une maladie mais représente un facteur de risque qui, s'il est traité, permet d'éviter, dans une certaine mesure, des complications. Le risque augmente avec l'élévation de la tension artérielle et il est souhaitable d'avoir des chiffres tensoriels le plus bas possible.

Cependant, l'Organisation mondiale de la santé (OMS) a fixé des seuils, en tenant compte à la fois des risques tensoriels et des inconvénients liés aux traitements.

Une tension est donc considérée comme normale :

- Si la pression artérielle systolique est inférieure à 140 mm Hg.
- Si la pression artérielle diastolique est inférieure à 90 mm Hg.

	PRESSION SYSTOLIQUE	PRESSION DIASTOLIQUE
HTA sévère	> 180 mm Hg	> 110 mm Hg
HTA stade 2	> 160 mm Hg	> 100 mm Hg
HTA stade 1	> 140 et < 159 mm Hg	> 90 et < 99 mm Hg
préHTA	> 120 et < 139 mm Hg	> 80 et < 89 mm Hg

**Tableau I.4 : Chiffres limites des différents niveaux d'hypertension**

### I.7.2. Causes de L'HTA :

Dans 90% des cas, l'hypertension artérielle est dite essentielle : aucune cause connue ne peut être retrouvée dans ce cas. Dans 10% des cas, l'hypertension artérielle est secondaire : plusieurs causes peuvent être à l'origine d'une hypertension, certaines étant curables de façon définitive : affections rénales, la coarctation aortique ...

#### I.7.2. 1. Causes Favorisantes :

Dans la grande majorité des cas, le mécanisme précis de l'HTA reste inconnu. On peut cependant déterminer un certain nombre de circonstances associées statistiquement à l'HTA. C'est ce qu'on appelle un facteur de risque. Ce terme implique que le lien de causalité n'est pas établi (risque seulement statistique).

- **L'âge** : La pression artérielle augmente avec l'âge. Cette augmentation est continue pour la systolique, alors que la diastolique s'abaisse après la soixantaine, probablement par un mécanisme de rigidification des artères. Ainsi, moins de 2% des sujets de moins de 20 ans sont hypertendus, alors qu'ils sont plus de 40% après 60 ans.
- **Le sexe** : Le niveau tensoriel des hommes est supérieur à celui des femmes jusqu'à 50 ans, puis il y a inversion au-delà.

- **L'hérédité** : Il existe un déterminisme génétique de l'HTA essentielle, dont la nature composite a été mise en évidence.
- **L'alimentation** (dont l'excès de sel)
- **Le poids** : Il existe une forte corrélation entre l'indice de masse corporelle (indice de surcharge pondérale, rapportant le poids à la taille) et le niveau tensionnel. A l'opposé, un régime hypocalorique chez un obèse hypertendu s'accompagne d'une baisse de la tension.
- **Le diabète** : Les sujets diabétiques ont, en moyenne, une tension artérielle plus élevée que dans le reste de la population.
- **Le stress** : Un stress aigu s'accompagne d'une augmentation transitoire de la tension. Un stress chronique, ou plutôt, certaines façons dont l'individu réagit face à un stress chronique, semble favoriser une élévation durable de la pression artérielle.
- **L'effort physique** : L'augmentation des chiffres tensionnels à l'effort est tout à fait normale. La pression artérielle semble par contre plus basse chez le sujet sportif par rapport au sujet sédentaire.

#### **Autres Facteurs :**

- **Le bruit** : entraîne une élévation de la tension artérielle
- **L'altitude** : les populations vivant en altitude ont un niveau tensionnel plus bas que celles vivant au niveau de la mer.
- **La saison** : la pression artérielle est plus élevée en hiver.
- **Les troubles du sommeil** : les sujets ronfleurs sont deux fois plus souvent hypertendus que les non-ronfleurs.

### **I.7.3. Les Complications :**

Si l'HTA n'est pas maîtrisée par un traitement, des complications peuvent survenir. Il est important de préciser que l'hypertension elle-même n'est pas une maladie : elle n'est qu'un facteur favorisante. En d'autres termes, son existence n'est ni nécessaire ni suffisante pour voir les maladies se développer chez l'individu. A l'échelle d'une population, l'hypertension est un enjeu de santé publique majeur. A l'échelle d'un individu, elle n'a qu'une valeur prédictive assez faible sur le développement de problèmes vasculaires.

Elles peuvent être :

- la conséquence "mécanique" de la pression artérielle augmentée sur les vaisseaux (rupture de ces derniers avec hémorragies)
- la conséquence "mécanique" sur la pompe cardiaque travaillant à hautes pressions pendant longtemps
- la conséquence de la participation à la formation ou à la croissance de l'athérome, obstruant plus ou moins progressivement les artères.

Elles sont surtout cardiaques, neurologiques et rénales.

### **I.8.Hypotension Artérielle :**

L'hypotension correspond à la baisse de la tension sanguine à moins de 90 mmHg pour la maxima. Il existe deux sortes d'hypotension: l'hypotension orthostatique (chute de tension après un levé rapide) et l'hypotension postprandiale (baisse de la pression qui survient naturellement après chaque repas. Le sang afflue en effet au système digestif pour permettre de bien assimiler les nutriments). L'hypotension n'est considérée comme un problème que lorsqu'elle s'accompagne de malaises : faiblesse, étourdissement ou même évanouissement.

#### **I.8.1. Symptômes :**

L'hypotension peut se révéler par une fatigue, des vertiges en position debout, un voile noir. À l'extrême, elle peut désamorcer la pompe cardiaque lors du collapsus. Une pression artérielle à moins de 50 mm Hg est particulièrement sévère.

#### **I.8.2. Étiologies :**

L'hypotension peut révéler une hypovolémie absolue (baisse du volume sanguin), consécutive, par exemple à une hémorragie, ou relative, par baisse des résistances périphériques. L'hypotension peut être due à une diminution du taux de potassium dans le sang.

**Conclusion :**

Dans ce chapitre, on a expliqué en détail la pression artérielle et ses différentes composantes (pressions artérielles systolique et diastolique, pression différentielle ou pulsée), et les paramètres modulant la pression artérielle (débit cardiaque, résistances périphériques totales...) qui expliquent la grande variabilité des chiffres tensoriels d'une minute à l'autre chez le même individu. En résumé, l'effort et le stress font augmenter la pression artérielle, le repos le fait diminuer. La prise de tension est donc sujette à de nombreux artefacts. Elle doit donc être idéalement prise en position allongée, le patient étant au repos.

## Introduction

En matière d'hypertension (HTA), toute décision diagnostique ou thérapeutique se base sur la mesure de la pression artérielle (PA). Pour pouvoir juger un tensiomètre à utiliser cliniquement, il faut tenir compte de la méthode de mesure employée. Dans ce chapitre, on présente les différentes méthodes de mesure de la PA et les principes de sa mesure invasive et non invasive, ainsi que les limites qui y sont attachées.

### II.1. Les Méthodes de mesure de la PA :

#### II.1.1. Les Méthodes Indirectes :

La grande majorité des techniques de mesure indirecte utilise le principe du brassard occlusif de Riva-Rocci (un bandage pneumatique pour assurer une contre-pression artérielle) et une méthode technique pour détecter le signal correspondant à la PA (palpation, auscultation, oscillation, Doppler ...). Le paramètre mesuré par les techniques indirectes est désigné par "contre-pression artérielle" et non "pression artérielle". Du fait du principe même de la technique non invasive, basée sur l'application d'une contre-pression par la poche gonflable du brassard, il est important que la surface d'application de cette dernière soit adaptée à la circonférence du membre où la contre-pression est mesurée. Ce n'est qu'en respectant le principe de base de la technique non invasive que la contre-pression approche la pression intra-artérielle.

#### II.1.1.2. La Méthode Auscultatoire :

L'auscultation des bruits artériels a été décrite en 1905 par Korotkoff. L'apparition du premier son marque la pression systolique et sa disparition marque la pression diastolique. La mesure s'effectue avec un Sphygmomanomètre (sphygmos : pouls ; manomètre : mesure de pression) et un stéthoscope (Figure II.1). Le Sphygmomanomètre est constitué d'un brassard gonflable relié à une poire et à un manomètre gradué en millimètre de mercure qui mesure la pression dans le brassard. La poire de gonflage est munie d'une valve permettant à l'air de brassard de s'évacuer. Le stéthoscope sert à détecter le pouls artériel.



**Figure II.1 Sphygmomanomètre et stéthoscope pour la mesure de la PA [2]**

Le principe de la mesure consiste à enregistrer non pas la pression artérielle directement dans l'artère mais la contre-pression artérielle en écrasant l'artère sur laquelle est mesurée la pression.

En effet, le médecin utilise un brassard qui sera progressivement rempli d'air de manière à écraser l'artère qui se trouve en dessous. Le médecin écoute, à l'aide de son stéthoscope, le bruit émis par le sang lors de son passage dans l'artère.

Lorsque le brassard est suffisamment gonflé pour comprimer l'artère qui se trouve dessous, le sang ne peut plus passer et le médecin ne perçoit donc pas de bruit. Puis, le brassard est progressivement dégonflé, le bruit est alors perçu définissant la pression artérielle maximale (pression artérielle systolique), il s'amplifie puis disparaît, la pression mesurée correspondant alors à la minimale (pression artérielle diastolique)

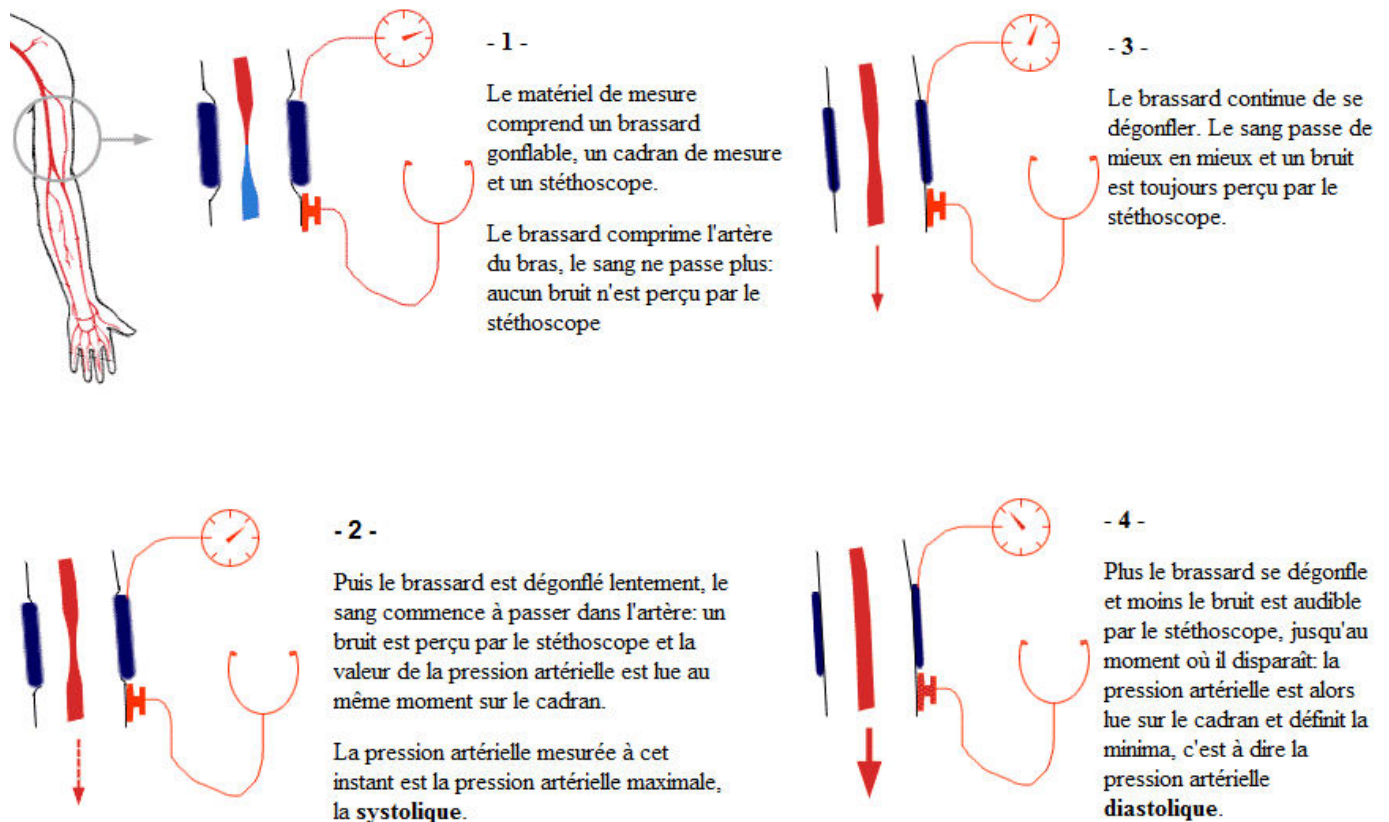


Figure II.2 Les étapes de la mesure de la pression artérielle

❖ **Les points critiques de cette méthode :**

- Cette mesure impose une palpation précise de l'artère brachiale pour y placer le stéthoscope ou le microphone.
- L'auscultation présuppose la présence des bruits de Korotkoff.
- Auscultation influencée par le bruit extérieur.
- Mesure faussée par des artefacts, bruits musculaires et mouvements.
- Mesure souvent difficile chez les obèses

### II.1.1.3 La Méthode Oscillométrique :

Cette méthode est utilisée par les auto-tensiomètres figure qui sont des appareils de plus en plus utilisés par les particuliers et dans le domaine médical en raison de leur facilité d'utilisation



Figure II.3 Exemple d'auto-tensiomètre doté d'un brassard à fixé sur le bras

Comme pour la méthode auscultatoire la méthode oscillométrique consiste à utiliser un brassard enroulé au tour du bras ou du poignet en le gonflant d'une manière à provoquer une occlusion de l'artère. Le brassard est ensuite dégonflé progressivement de petites oscillation de pression dans l'artère sont détecté au niveau de brassard lors de cette opération ce qui fait apparaitre des oscillations sur la rampe de pression lors de son dégonflage Ces oscillations extraites sont présentées en **Figure II.4**. A partir de ces oscillations, différents algorithmes peuvent être utilisés pour évaluer les pressions artérielles systoliques et diastolique

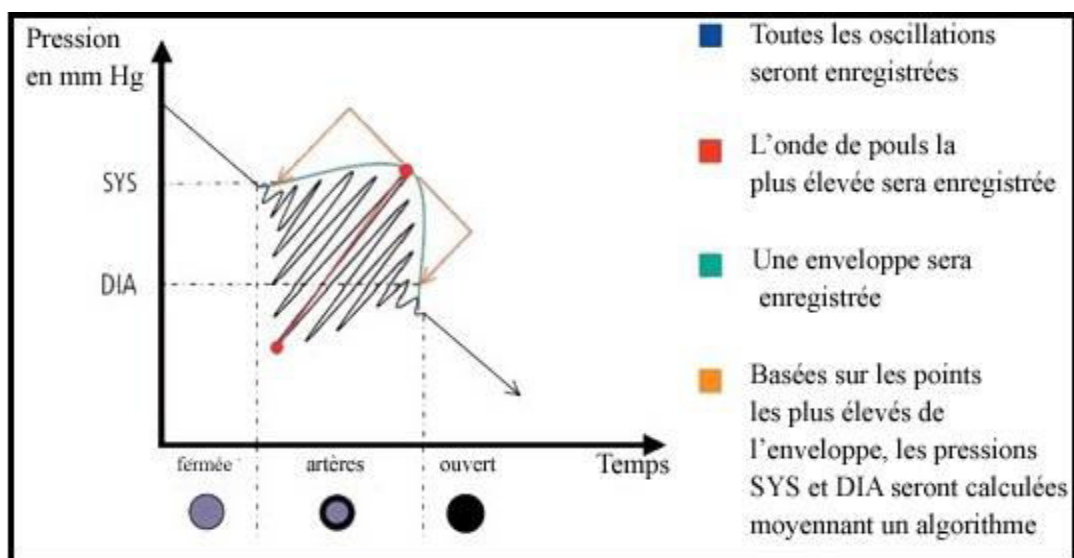


Figure II.4 Représentation schématique des oscillations après filtrage de la rampe

L'avantage de cette méthode avec l'utilisation d'auto-tensiomètres est de rendre la mesure indépendante de l'opérateur. De plus si l'instrument est utilisé directement par le patient, il n'y a plus « d'effet blouse blanche ».

Ceci étant, plusieurs paramètres influencent la qualité de la mesure. La taille du brassard par rapport au bras peut induire une sous- ou une sur-estimation des pressions artérielles. D'autre part plusieurs méthodes existent pour extraire les oscillations de la rampe de pression. Celles-ci peuvent conduire à des mesures différentes. Plusieurs méthodes existent aussi pour déterminer les pressions artérielles diastolique et systolique (en utilisant les amplitudes crêtes à crêtes des oscillations ou en utilisant les dérivées de l'enveloppe du signal oscillométrique). Ces méthodes peuvent faire intervenir des paramètres expérimentaux pour lesquels il n'y a pas de réel consensus (par exemple plusieurs publications font état de ratios différents pour les calculs en utilisant les amplitudes crêtes à crêtes des oscillations) Les constructeurs communiquent assez rarement sur les méthodes employées qui sont couvertes par le secret industriel. De ce constat, il apparaît nécessaire de vérifier ce type d'instrument.

Plusieurs documents de référence existent concernant la vérification de ces appareils celle-ci porte généralement sur des spécifications relatives au fonctionnement de l'auto-tensiomètre (vitesse de gonflage et de dégonflage du brassard, étanchéité du brassard exactitude de la mesure de la pression dans le brassard, influence de la température, etc.) et dans quelques cas, sur l'exactitude de la mesure de pression artérielle. La vérification portant sur la mesure de la pression artérielle est généralement faite par comparaison à des mesure auscultatoires. Celle-ci nécessite de mesurer la pression artérielle de plusieurs personnes (par exemple 85 selon la norme NF 1060-4 partie 4 avec deux médecins). Cette dernière vérification est lourde à mettre en œuvre et justifie le développement d'un moyen de vérification automatisé.

### ❖ Les avantages de la mesure oscillométrique par rapport à la mesure auscultatoire :

1. Pas besoin de stéthoscope ni de microphone.
2. Mesure possible dans le bruit.
3. Mesure possible même si bruits de Korotkoff faibles (p.ex. chez les obèses) ou absents (trou auscultatoire).

**❖ Les points critiques de la mesure oscillométrique :**

1. Les appareils oscillométriques doivent être validés contre la méthode auscultatoire
2. Aucun algorithme unanimement reconnu : selon l'algorithme, valeur systolique et diastolique différentes d'un appareil a autre
3. Non indiqués chez les patients arythmiques.

**II.1.1.4. La Méthode de palpation :**

Il est généralement possible d'évaluer la pression artérielle systolique par palpation. En effet, le gonflage de la chambre pneumatique a une pression supérieure a la pression systolique fait disparaître le pouls en aval (en général, le pouls radial). Ensuite, en dégonflant lentement le brassard, il est possible d'évaluer la pression systolique au moment ou la pulsation est de nouveau perceptible. Cette méthode est particulièrement utile lorsque l'environnement est bruyant (avion, ambulance...).

**II.1.1.5. La Méthode de microphonique :**

C'est la méthode dérivée de la méthode auscultatoire directe. Elle est basée sur la détection des bruits de Korotkoff à l'aide d'un microphone placé en regard de l'artère auscultée.

**II.1.1.6. Ultrasons :**

La technique la plus largement utilisée est le Doppler continu qui consiste à détecter un flux sanguin en aval du brassard grâce à un signal Doppler. La réapparition du signal Doppler lors du dégonflage détermine la PAS



Figure II.6 Doppler de poche

### II.1.2. Les Méthodes Directes:

La mesure invasive est nécessaire lorsque la pression varie rapidement et qu'il faut obtenir des prélèvements artériels fréquents ou lorsque la mesure non invasive est difficile ou impossible. Elle permet de donner des mesures plus précises que les méthodes indirectes. Cependant son caractère invasif ne permet pas de l'utiliser d'une manière routine et restreint son utilisation à des circonstances particulières. L'enregistrement graphique direct de la PA par cette méthode s'effectue à l'aide d'un manomètre par un cathéter inséré dans une artère, L'usage du cathétérisme artériel pour la mesure de la PA peut engendrer des complications dont certaines, comme l'ischémie ou l'hémorragie peuvent être graves bien qu'exceptionnelles.

### II.1.3. Précision des techniques indirectes :

Si la méthode de référence pour déterminer la PA reste la technique directe invasive, en pratique clinique, la méthode de référence est la technique auscultatoire. En général, en comparaison à la technique invasive, les méthodes indirectes sous-estiment la PAS et surestiment la PAD d'environ 10mmHg.

## II.2. Endroits de la mesure :

Les valeurs tensionnelles peuvent se mesurer à différents niveaux du système artériel. Le plus courant est le bras, et plus récemment le poignet. Le bras (artère brachiale) est l'endroit standard. Cet endroit sert également de référence pour la validation clinique des appareils de mesure de la tension artérielle. Le poignet est un bon endroit de mesure du fait de sa facilité d'accès. Tous les tensiomètres actuels à mettre au poignet fonctionnent selon le principe oscillométrique. De manière générale, il faut faire des mesures comparatives au niveau du bras, au début du moins.

## II.3. Moniteurs à N paramètres :

Tous les appareils de mesure de la PA utilisent le principe du brassard occlusif de RivaRocci avec un système de détection du flux sanguin lors de son dégonflage. Actuellement, les moniteurs peuvent être répertoriés en 2 types, en fonction des paramètres mesurés: mesure de la PA seule, mesure de la PA avec d'autres paramètres.

### II.3.1. Moniteurs mesurant uniquement la PA :

Il s'agit d'appareils entièrement automatiques (Figure II.3), généralement programmables à l'aide d'un microordinateur et qui permettent la mesure de la PA non invasive à intervalles réguliers, déterminés lors de la programmation. Ce type de moniteurs est actuellement le plus diffusé (Novacor, Spacelabs, Profilomat).

### II.3.2. Moniteurs mesurant la PA et d'autres paramètres :

- **PA et posture**

Parallèlement à la mesure de la PA, une nouvelle génération d'appareils permet d'indiquer, grâce à un capteur spécifique, la position du patient pendant la mesure (couché / debout). Cet indicateur de position pourrait aider à mieux interpréter certaines variations tensorielles. [2]

- **PA et ECG**

Il s'agit d'appareils possédant les mêmes caractéristiques que ceux qui mesurent uniquement la PA, mais comportant aussi deux dérivations d'ECG qui permettent un enregistrement simultané et continu du signal électro-cardiographique. Ces appareils permettent de déclencher des mesures supplémentaires de la PA en cas de détection d'anomalie électro-cardiographique, notamment du segment ST (ex. : présence d'ischémie). [2]

- **PA et indice de la paroi artérielle (QKD)**

Cet appareil permet également une mesure concomitante du temps qui sépare l'onde Q du complexe QRS de l'ECG (capté à l'aide d'une dérivation ECG) du bruit diastolique de Korotkoff (capté par le microphone incorporé au brassard). Cet intervalle de temps serait en relation avec l'état de la paroi artérielle et constituerait un indice de d'insensibilité. Son interprétation est réalisée en fonction du niveau tensoriel et de la fréquence cardiaque mesurés d'une façon concomitante [2]

### Conclusion

Dans ce chapitre on a présenté les différentes méthodes utilisées pour mesurer la pression artérielle. Les appareils oscillométriques permettent d'obtenir des résultats fiables dans la plupart des cas. On doit toutefois faire preuve de vigilance lorsque le patient se situe hors de la moyenne (âge, statut pondéral, hypotension ou hypertension grave).

Dans les chapitres suivants on exploitera le principe de la mesure oscillométrique afin de concevoir un appareil de mesure précise de la PA

### Introduction :

Après avoir cité les différentes méthodes utilisées pour mesurer la pression sanguine, la méthode utilisée dans notre projet est celle de l'oscillométrie. L'air est pompé dans le brassard 60 mm hg en plus de la valeur normale de la pression systolique (120 mm hg), ensuite l'air est lentement chassé de brassard, il est possible de mesurer les petites oscillations qui apparaissent durant le dégonflement du brassard, en effet, c'est durant la pression systolique que ces oscillations commencent à apparaître. Un MCU est utilisé pour détecter le moment auquel ces oscillations prennent naissance et pour enregistrer la pression dans le brassard. Par la suite, on note la décroissance de la pression dans le brassard jusqu'à la disparition de ces oscillations : c'est la phase diastolique et la valeur de la pression dans le brassard peut être reprise.

#### III.1. Bloc diagramme :

Le schéma fonctionnel ci-dessous (Figure III.1) présente l'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. Le Microcontrôleur (ATmega 328) est un composant principal : il contrôle la pompe, la valve, prend les mesures et les affiche sur un afficheur LCD et les envoie dans la carte MMC.

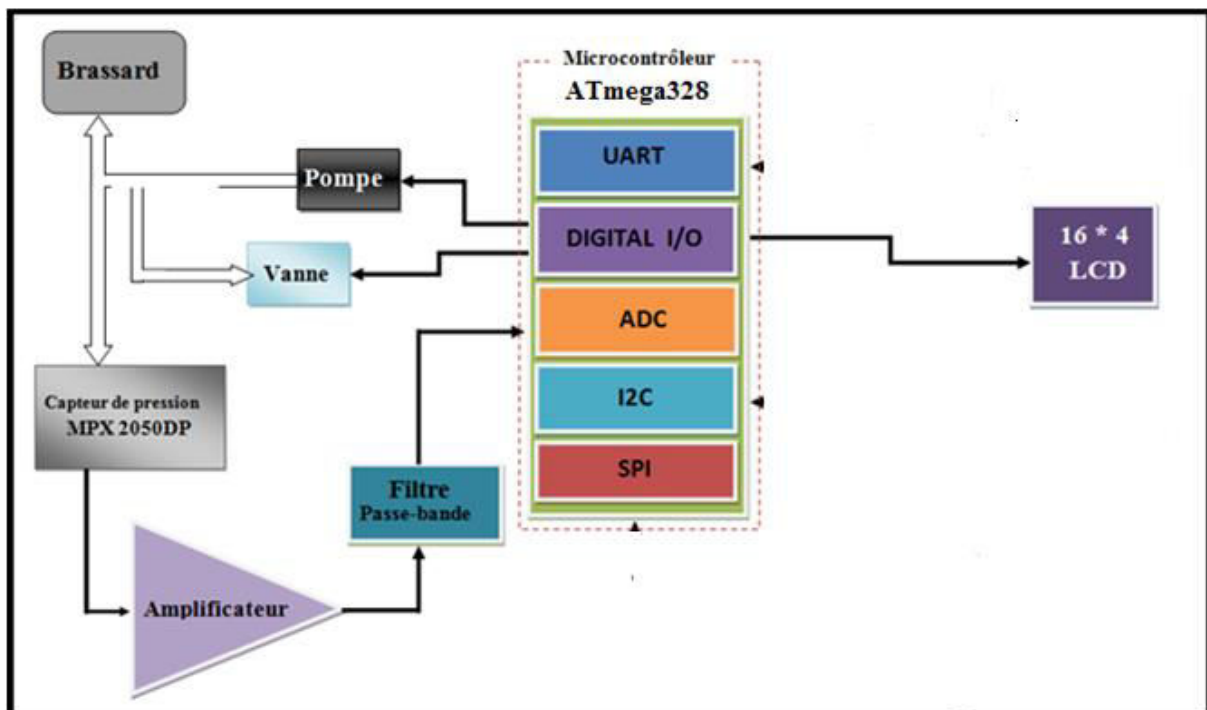


Figure III.1. Schéma fonctionnel de l'appareil de mesure de la PA

## III.2.Partie numérique :

### III.2.1 Arduino :

Arduino est un projet créé par des passionnés en Italie (2005) pour des étudiants. C'est une plate-forme open-source d'électronique programmée qui est basée sur une simple carte à microcontrôleur (de la famille AVR) et un logiciel qui est un véritable environnement de développement intégré pour écrire, compiler et transférer le programme vers la carte à microcontrôleur.

Arduino peut être utilisé pour développer des objets interactifs, pouvant recevoir des entrées d'une grande variété d'interrupteurs ou de capteurs et pouvant contrôler une grande variété d'actionneurs, moteurs ou toutes autres sorties matérielles.

### III.2.2.Les avantages de la carte Arduino :

- ✓ Pas cher : les cartes Arduino sont relativement peu coûteuses comparativement aux autres plates-formes.
- ✓ Multiplate-formes : le logiciel Arduino écrit en Java, tourne sous les systèmes d'exploitation Windows, Macintosh et Linux. La plupart des systèmes à microcontrôleurs sont limités à Windows.
- ✓ Un environnement de programmation clair et simple : l'environnement de programmation Arduino (le logiciel Arduino) est facile à utiliser pour les débutants, tout en étant assez flexible pour que les utilisateurs avancés puissent en tirer profit également.
- ✓ Logiciel Open Source et extensible : le logiciel Arduino et le langage Arduino sont publiés sous licence open source, disponible pour être complété par des programmeurs expérimentés.
- ✓ Matériel Open source et extensible : les cartes Arduino sont basées sur les microcontrôleurs Atmel ATMEGA8, ATMEGA168, ATMEGA328, etc... Les schémas des modules sont publiés sous une licence Creative Commons, et les concepteurs de circuits expérimentés peuvent réaliser leur propre version des cartes Arduino en les complétant et en les améliorant. Même les utilisateurs relativement inexpérimentés peuvent fabriquer la version sur plaque d'essai de la carte Arduino, dans le but de comprendre comment elle fonctionne.

### III.2.3. Le principe de fonctionnement d'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 sont signalées, 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.

### III.2.4. La carte d'Arduino Uno :

Des cartes Arduino il en existe beaucoup ! Peut-être une centaine, toutes différentes les unes des autres ; parmi elles et les plus utilisées sont les cartes Mega, Uno Duemilanove, Leonardo, NANO et la carte Mega Adk.

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

Une carte Arduino est composée de deux choses principales, qui sont : le matériel et logiciel. Avec ces deux outils réunis, il nous sera possible de faire n'importe quelle réalisation.

#### a) Présentation du matériel :

Il s'agit d'une carte électronique sous forme d'un support plan, flexible ou rigide, généralement composé d'époxy ou de fibre de verre. Elle possède des pistes électriques disposées sur une, deux ou plusieurs couches (en surface et /ou en interne) qui permettent la mise en relation électrique des composants électroniques. Chaque piste relie tel composant à tel autre, de façon à créer un système électronique qui fonctionne et qui réalise les opérations demandées. Cette carte est basée autour d'un microcontrôleur Atmega du fabricant ATmel de référence ATmega 328.

L'ATmega328 est un microcontrôleur de 8 bits de la famille AVR dont la programmation peut être réalisée en langage C. la figure ci-dessous nous montre ses différents composants.

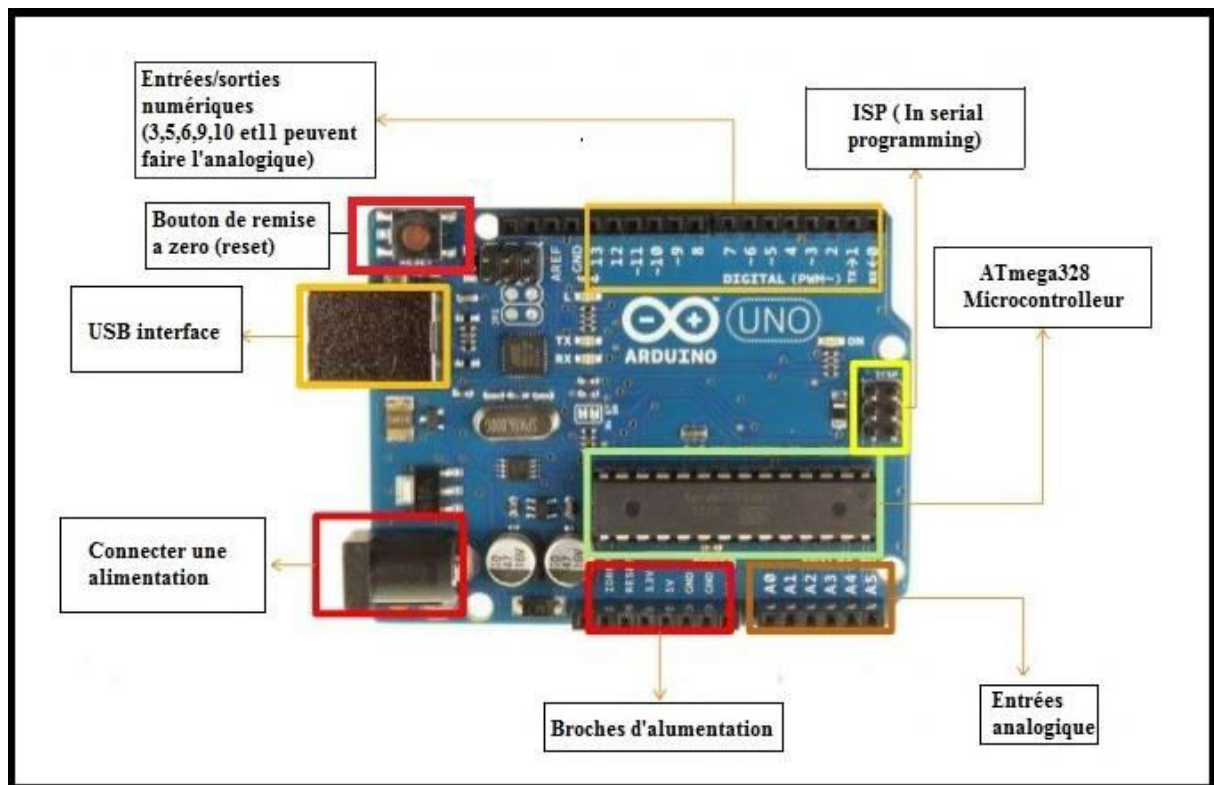


Figure III.2.présentation de la carte Arduino Uno.

Cette carte dispose de :

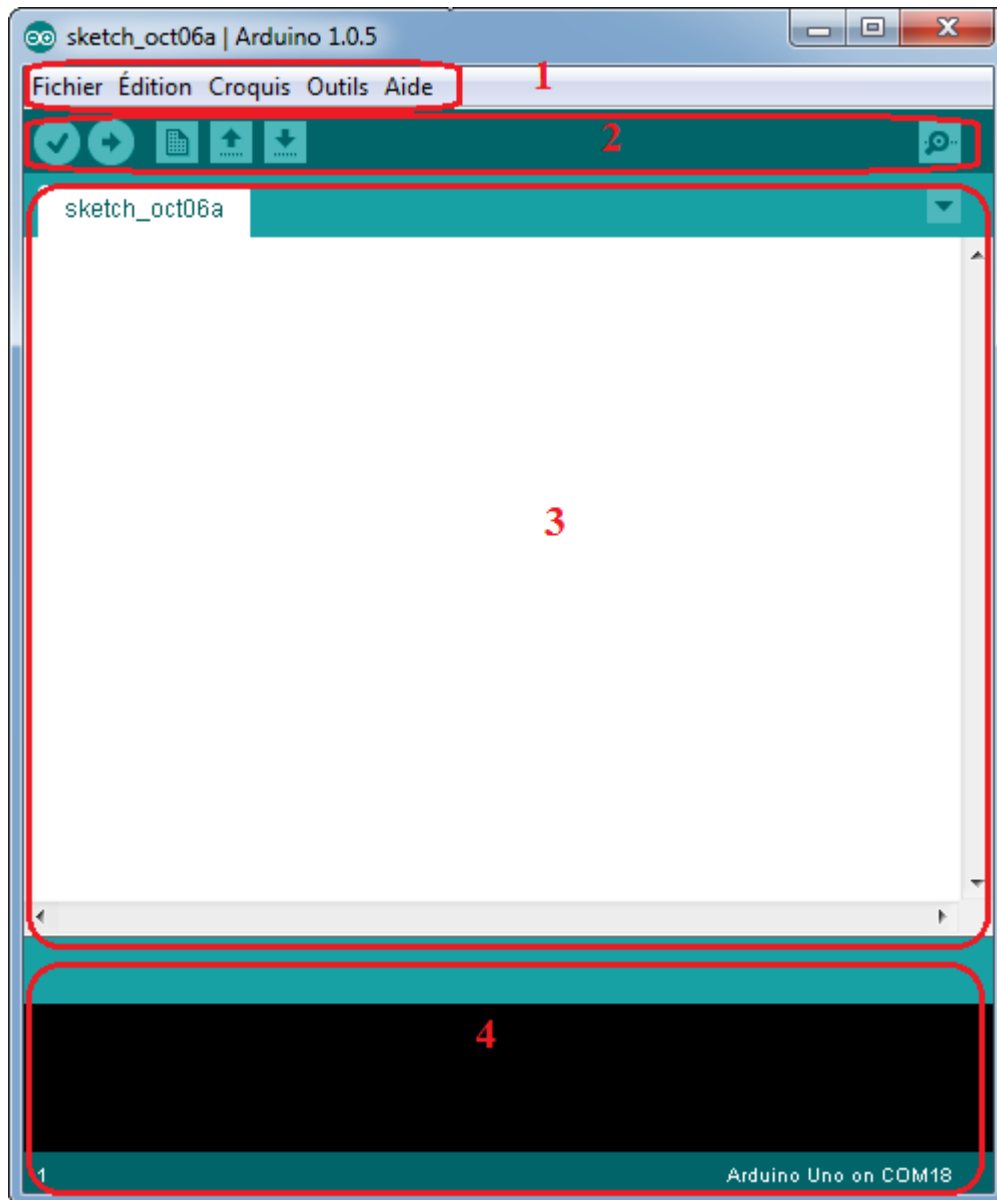
- 14 broches numériques (fonctionnant en 5v) peuvent être utilisées comme entrée numérique ou comme sortie numérique. Certaines d'entre elles peuvent avoir d'autres fonctions :
  - MLI ou PWM (broches avec le symbole « ~ »)
  - DEL 13 (une DEL est incluse sur la carte et connectée à la broche 13)
  - 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 10 bits (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
  - Vin : tension issue de l'alimentation externe de 7/12V
  - GND : la masse
- D'un quartz 16Mhz,
- D'un connecteur d'alimentation jack,
- D'un connecteur ICSP (programmation »in-circuit ») et,
- D'un bouton de réinitialisation (reset).

### **b) Présentation du logiciel :**

Le logiciel open source (Windows, Linux, ou Mac) fourni avec l'Arduino est un éditeur de texte qui permet :

- De programmer la carte en utilisant un langage simple proche de C
- De communiquer avec la carte grâce au « terminale série »(faire apparaître des informations de la carte sur l'écran de l'ordinateur)



**Figure III.3 :** logiciel Arduino

**Correspondance :**

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

### III.2.5 Le microcontrôleur:

Un microcontrôleur est constitué par un ensemble d'éléments qui ont chacun une fonction bien déterminée. Il est en fait constitué des mêmes éléments que sur la carte mère d'un ordinateur. Si on veut, c'est un ordinateur (sans écran, sans disque dur, sans lecteur de disque) dans un espace très restreint.

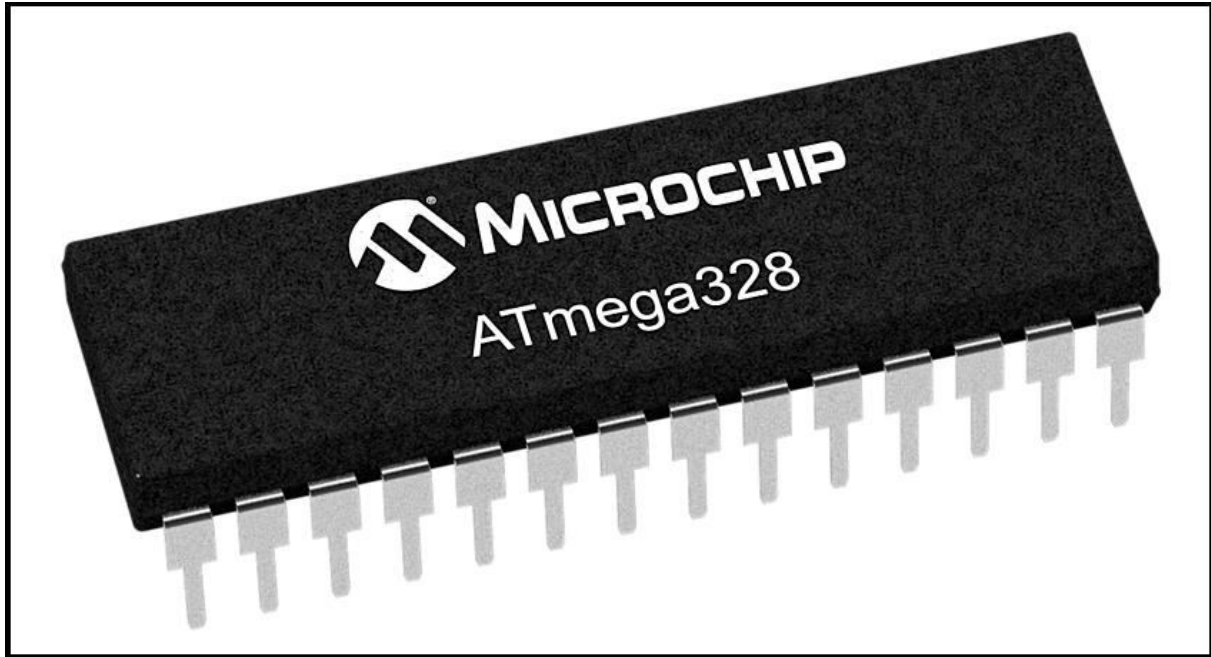


Figure III.4 : Microcontrôleur ATmega 328

Explication des références Microcontrôleurs :

Le microcontrôleur ATmega328 :

**AT**=Le composant est créé par ATMEL

**Méga**= le composant fait partie de la série des méga AVR.

**328**=le composant possède 32 Ko de mémoire flash, et CPU 8 bits.

Ce microcontrôleur renferme dans un seul composant :

- Un processeur 8 bits à architecture RISC ;
- De la mémoire avec des espaces physique séparés :
  - ❖ Mémoire Flash (32Ko) C'est celle qui contiendra le programme à exécuter. Cette mémoire est effaçable et réinscriptible (c'est la même qu'une clé USB par exemple)

- ❖ Mémoire RAM (2Ko) c'est la mémoire dite «vive », elle va contenir les variables de programme. Elle est dite « volatile » car elle s'efface si on coupe l'alimentation du microcontrôleur (comme sur un ordinateur).
- ❖ Mémoire EEPROM (2Ko) C'est le disque dur du microcontrôleur. pour enregistrer des infos qui ont besoin de survivre dans le temps, même si la carte doit être arrêtée. Cette mémoire ne s'efface pas lorsque l'on eteint le microcontrôleur ou lorsqu'on le programme.
- Toute la logique d'horloge (16MHz) ;
- Des circuits d'interface et des périphériques d'entrée-sortie permettant au processeur d'accéder au monde extérieur :
  - ❖ Des Timers/Counters(T/C) 8et 16 bits,
  - ❖ Génération des signaux PWM,
  - ❖ Des interfaces de communication sérient (UART, SPI, TWI compatible I2C...),
  - ❖ Un convertisseur Analogique-Numérique (A/D conv.).

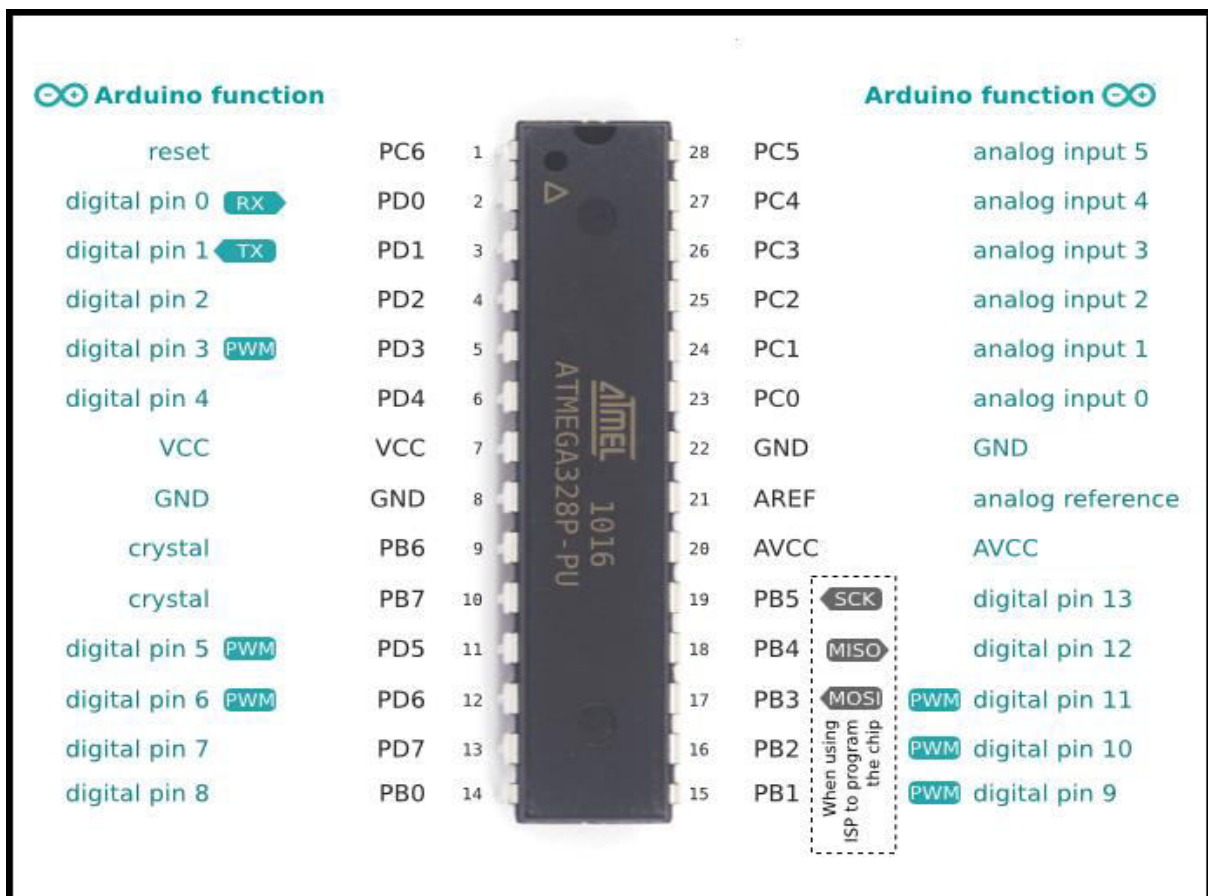


Figure III.5 : les pins de l'Atmega 328.

### III.2.6. Les principales caractéristiques de l'Atmega328 :

Le microcontrôleur Atmega de Atmel dispose :

- De 14 broches numériques d'entrées/sorties, dont 6 peuvent être utilisées en sorties PWM largeur d'impulsion modulée, supporte jusqu'à 40 mA max, réparties selon l'ordre suivant : OC0A(PD6), OC0B(PD5), OC1A(PB1), OC1B(OC1B(PB3)), OC2A(PB3), OC2B(PD3) et 2(0et1) pour réception/émission série.
- De 6 entrées analogiques (qui peuvent également être utilisées en broches entrées/sorties numériques). Ces entrées /sorties sont réparties sur trois ports : Port B, Port C, Port D (soit 23 broches E/S en tout).
- D'un courant max par broches E/S=40mA.
- D'un courant max sur sortie 3.3V=50mA.
- D'une mémoire Flash de 32KB dont 512B utilisée par le bootloader.
- D'une mémoire SRAM de 2 KB.
- D'une mémoire EEPROM de 1KB.

Il contient aussi trois compteurs (Timer0, Timer1, Timer2), le Timer0 et le Timer2 sont à comptage 8 bits, le Timer 1 il est à comptage 16 bits. Chaque Timer peut être utilisé pour générer deux signaux PWM.

- **Convertisseur Analogique /Numérique :** le Atmega328 possède un convertisseur Analogique/Numérique d'une résolution de 10 bits, ce convertisseur peut être utilisé à travers 6 entrées multiplexées de ADC0(PC0) jusqu'à ADC5 (PC5).
- Certaines broches peuvent avoir plusieurs fonctions différentes choisies par programmation :
- **Gestion bus I2C :** ce bus est exploité via les deux broches SDA(PC5)/SCL(PC4) et les 2 broches à côté de la broche **AREF** (pour la version R3).
- **Port série (USART) :** émission /réception série via les broches TXD(PD1)/RXD(PD0).
- **Comparateur Analogique :** le comparateur analogique intégré dans l'Atmega peut être utilisé à travers les deux broches AIN0(PD6) et AIN1(PD7), ce comparateur peut déclencher une interruption.
- **Watch dog Timer programmable :** l'Atmega possède un compteur dit le chien de garde programmable pour générer des interruptions à la fin de son comptage et il peut être utilisé comme étant un simple compteur.

- ✓ Gestion d'interruptions (24 sources possibles) : en résumé
- ✓ Interruptions liées aux entrées INT0(PD2) et INT1(PD3).
- ✓ Interruptions sur changement d'état des broches PCINT0 à PCINT23.
- ✓ Interruptions liées aux Timers 0, 1 et 2 (plusieurs causes configurables).
- ✓ Interruption liée au comparateur analogique.
- ✓ Interruption de fin de conversion ADC.
- ✓ Interruptions du port série USART.
- ✓ Interruption du bus I2C.

### III.2.7. convertisseur analogique numérique :

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

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

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

Les pattes AN2 et AN3 peuvent être utilisées comme références de tension ou comme entrées analogique standard. les références de tension étant dans ce dernier cas prises sur les tensions d'alimentations du Atmega. Vdd et Vss (Vdd pour Vref+ et Vss pour Vref-). La conversion se passe en 2 temps :

- 1<sup>er</sup> temps le signal à convertir est appliqué sur l'entrée à convertir, ce signal doit être présent au moins pendant le temps Tacq (temps d'acquisition environ 20 µs pour 5V).
- 2<sup>eme</sup> temps la conversion, approximations successives. Le temps de conversion minimum est : de 12 TAD (TAD c'est le temps de conversion dépendant de l'horloge interne, typiquement 1,6µs).

**Valeurs représentées :**

Les relations qui lient les valeurs analogiques et les représentations numériques sont :

$$N \text{ (valeurs numérisées)} = \left( \frac{v_{in} - v_{ref-}}{v_{ref+} - v_{ref-}} \right) * 1023.$$

$$\text{Analogique} = \left( \frac{val}{1023} \right) * (v_{ref+} - v_{ref-}) + v_{ref-}$$

**Vref-** : tension minimale analogique (référence négative).

**Vref+** : tension maximale analogique (référence positive).

**VIN** : tension d'entrée à numériser.

**N** : valeur numérique sur 10 bits.

**III.3. partie analogique :****III.3.1 Capteur de pression :**

Nous avons utilisé le capteur de pression MPX2050DP fabriqué par Motorola. Ce capteur produit une tension. Le tube du brassard est branché à une entrée du capteur à l'autre est laissée ouverte.

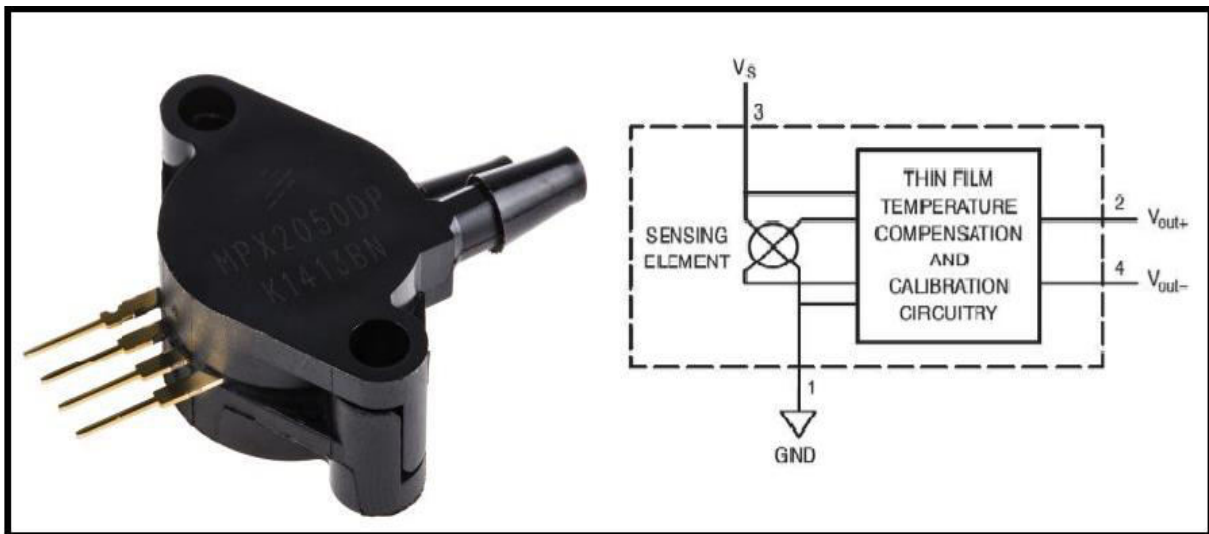


Figure III.6 : Le capteur de pression MPX2050DP

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range <sup>(1)</sup>	P <sub>OP</sub>	0	—	50	kPa
Supply Voltage <sup>(2)</sup>	V <sub>S</sub>	—	10	16	V <sub>dc</sub>
Supply Current	I <sub>o</sub>	—	6.0	—	mAdc
Full Scale Span <sup>(3)</sup>	V <sub>FSS</sub>	38.5	40	41.5	mV
Offset <sup>(4)</sup>	V <sub>off</sub>	-1.0	—	1.0	mV
Sensitivity	$\Delta V / \Delta P$	—	0.8	—	mV/kPa
Linearity <sup>(5)</sup>	—	-0.25 -0.55	—	0.25 0.25	%V <sub>FSS</sub>
Pressure Hysteresis <sup>(5)</sup> (0 to 50 kPa)	—	—	±0.1	—	%V <sub>FSS</sub>
Temperature Hysteresis <sup>(5)</sup> (-40°C to +125°C)	—	—	±0.5	—	%V <sub>FSS</sub>
Temperature Effect on Full Scale Span <sup>(5)</sup>	TCV <sub>FSS</sub>	-1.0	—	1.0	%V <sub>FSS</sub>
Temperature Effect on Offset <sup>(5)</sup>	TCV <sub>off</sub>	-1.0	—	1.0	mV
Input Impedance	Z <sub>in</sub>	1000	—	2500	Ω
Output Impedance	Z <sub>out</sub>	1400	—	3000	Ω
Response Time <sup>(6)</sup> (10% to 90%)	t <sub>R</sub>	—	1.0	—	ms
Offset Stability <sup>(5)</sup>	—	—	±0.5	—	%V <sub>FSS</sub>

Tableau III.1 : Caractéristiques d'opération du capteur MPX2050DP

### III.3.2 Principales caractéristiques du choix de MPX2050 DP au lieu de MPX2010 DP :

- Pour le MPX 2050 DP :
  - ✓ Pressure range = 50Kpa
  - ✓ **On a 1kpaascal = 7.5mmhg** cela implique que : **50kpa = 375.03mmhg**
- Pour le MPX 2010 DP :
  - ✓ Pressure range = 10kpa
  - ✓ **On a 1kpaascal = 7.5mmhg** cela implique que : **10kpa=75mmhg**
- Chez une personne normale on a :
  - ✓ Pression systolique 130 mm hg
  - ✓ Pression diastolique 85 mm hg

**On obtient alors :**  $75 < 85 - 130 < 375.03$  **Cela signifie que :** le capteur MPX 2010dp n'est pas en mesure de détecter la pression d'un être humain normale contrairement au capteur MPX 2050dp

**La Figure III.7** montre les caractéristiques de la sortie : minimale, maximale et typique. La sortie est directement proportionnelle à la différence de pression et essentiellement une ligne droite.

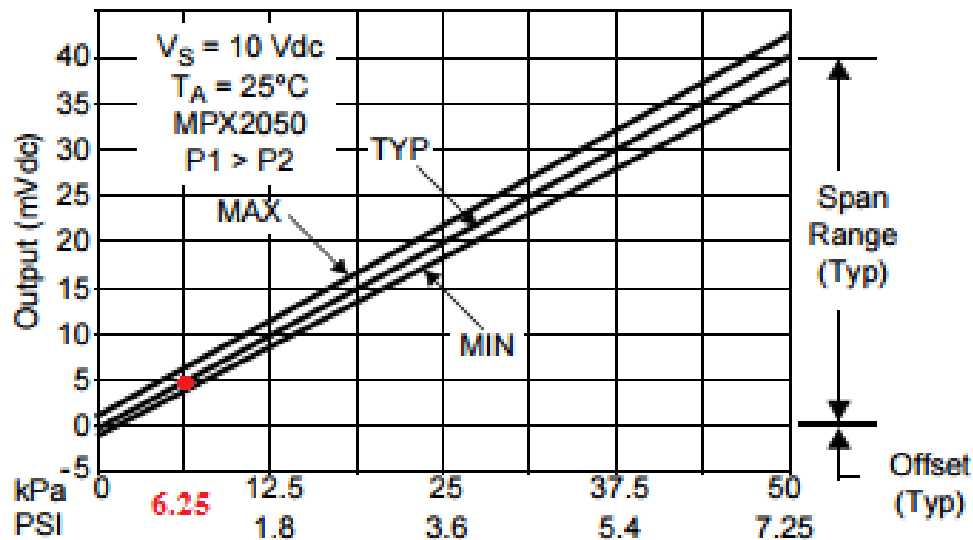


Figure III.7 : Caractéristiques de sortie (V out en fonction de la Press Diff)

En déduit alors que la fonction de graphe est :  $F(x)=0.8x$  exemple : on prend  $x=6.25 \text{ Kpa}$

Alors on a :  $F(x)=0.8*6.25=5 \text{ mV}$

➤ **Test du Capteur :**

Pour tester le bon fonctionnement du capteur, il suffit de mettre un voltmètre entre les deux bornes deux et quatre pour mesurer la tension différentielle de sortie (Vout). En même temps, en fait augmenter la pression positive appliquée à l'entrée **P1** relativement à l'entrée du vide **P2**. La tension (Vout) du capteur est directement proportionnel à la pression différentielle appliquée, alors la tension de sortie du capteur différentiel augmente (**Figure III.8**)

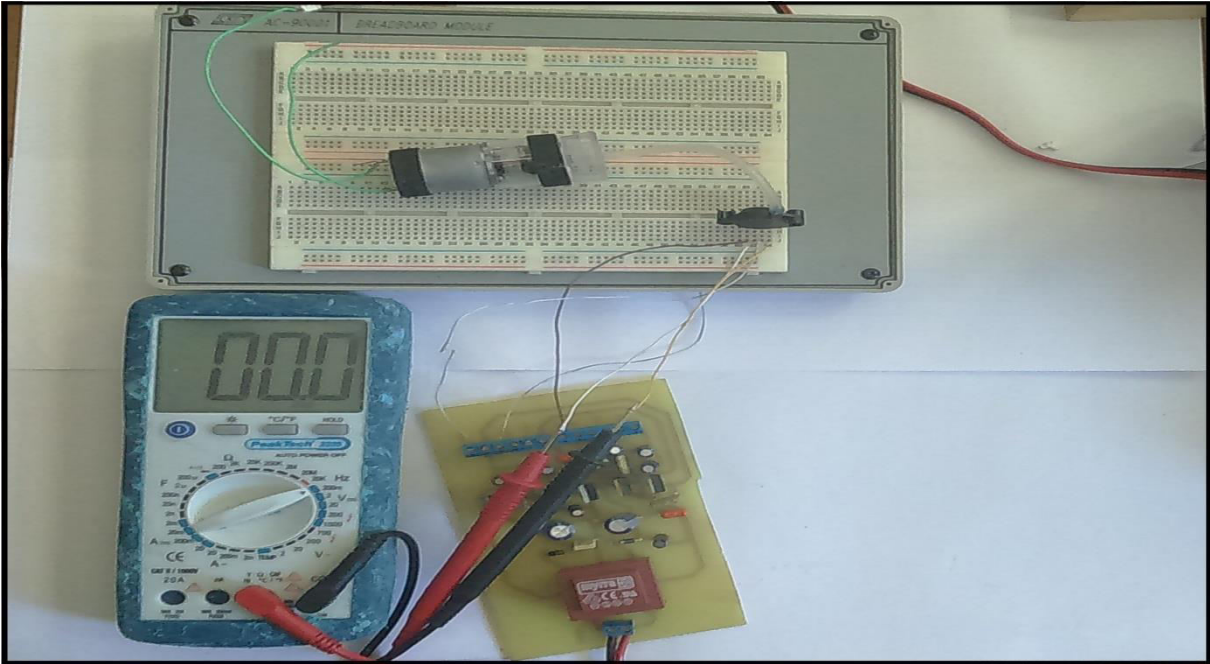


Figure III.8 : Teste du capteur MPX 2050 DP sans pression

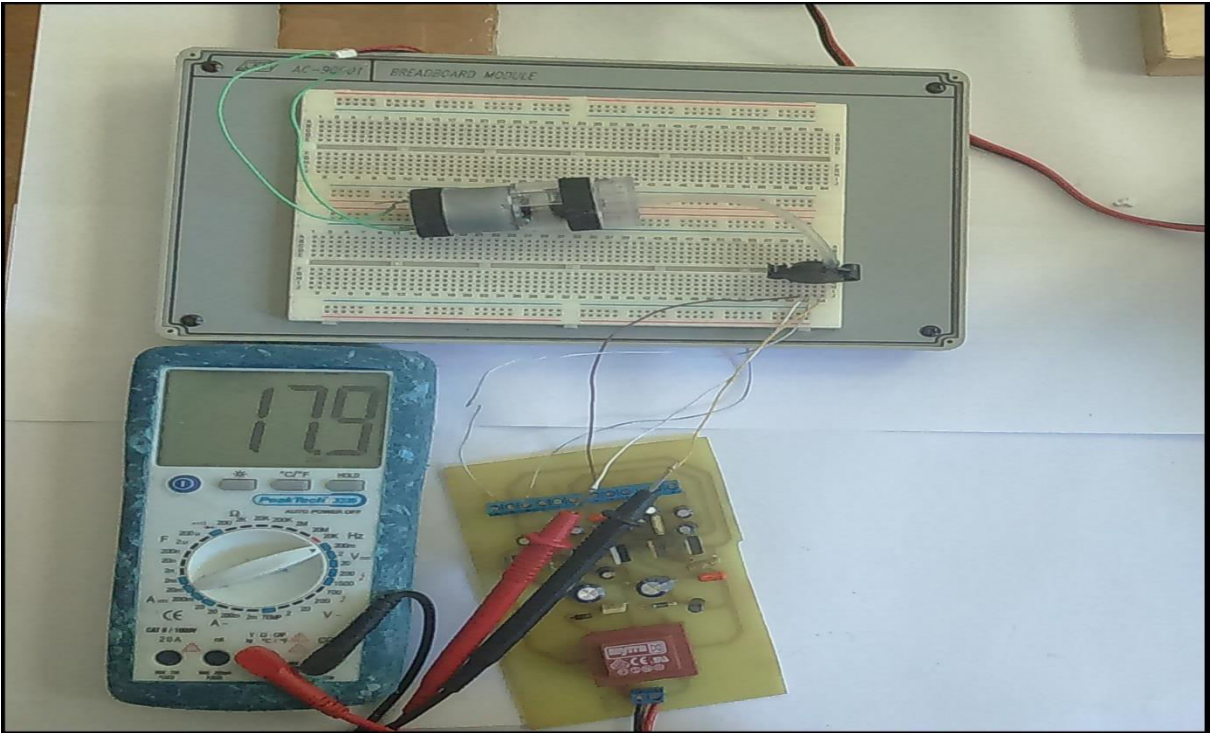
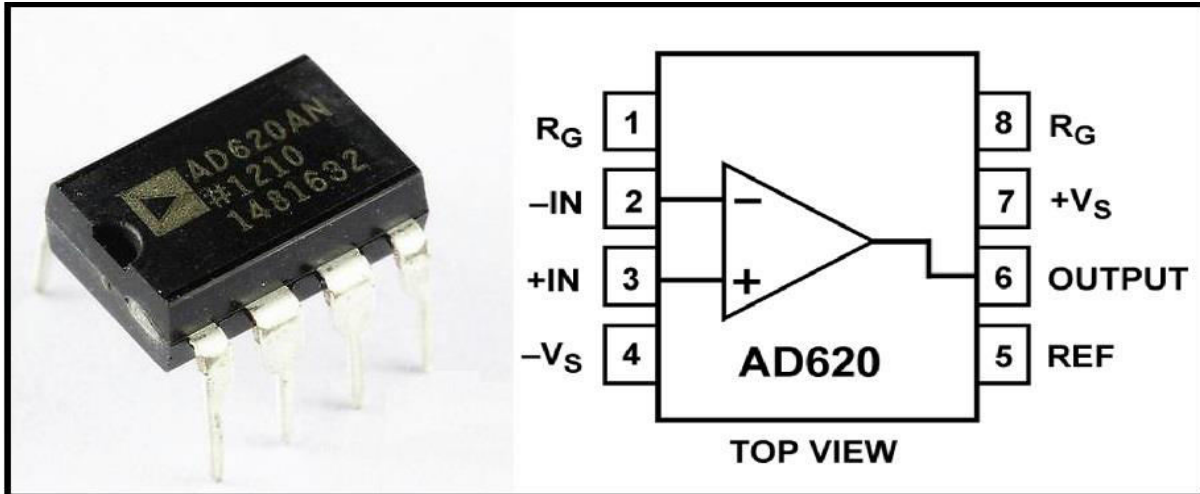


Figure III.9 : Teste du capteur MPX 2050 DP après avoir augmenté la pression positive appliquée a l'entrée P1

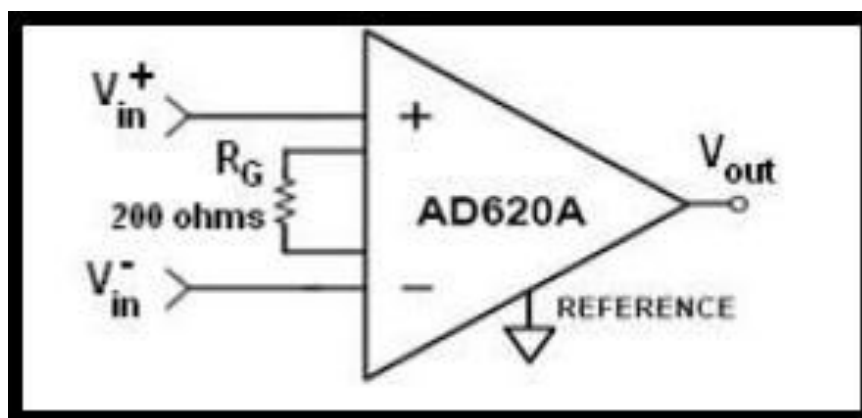
**III.3.3.L'amplificateur DC :**

Comme la tension produite par le capteur de pression est très petite, on a besoin d'amplifier ce signal pour des échantillonnages supplémentaires. On utilise l'amplificateur d'instrumentation AD620 (Figure III.10). La résistance  $R_G$  est utilisée pour déterminer le gain selon l'équation  $R_G=49.4K\Omega / G -$



**Figure III.10. L'amplificateur d'instrumentation AD 620 AN**

Comme on a besoin d'un gain environ 200 fois, on choisit une résistance de 240 ohms. Cela nous donnera un gain de 206 du circuit final mesuré en pratique est de 209 fois avec une résistance  $R_G$  de 200 ohms. (Figure III.11)



**Figure III.11. AD620 avec  $R_G=200$  ohms**

➤ **Caractéristique de l'amplificateur d'instrumentation AD 620 :**

- ✓ 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 ampli-OPS (IA design).
- ✓ Haute performance
- ✓ Performance DC excellent
- ✓ Bruit léger

➤ **Applications :**

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

### III.3.4. amplificateur OPA2277:

Le stade du filtre passe bande est construit comme une cascade de deux filtres passe bande actifs. Deux filtre 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 bruit de la sortie. Nous utilisons le circuit intégré OPA2277. (Figure III.12)

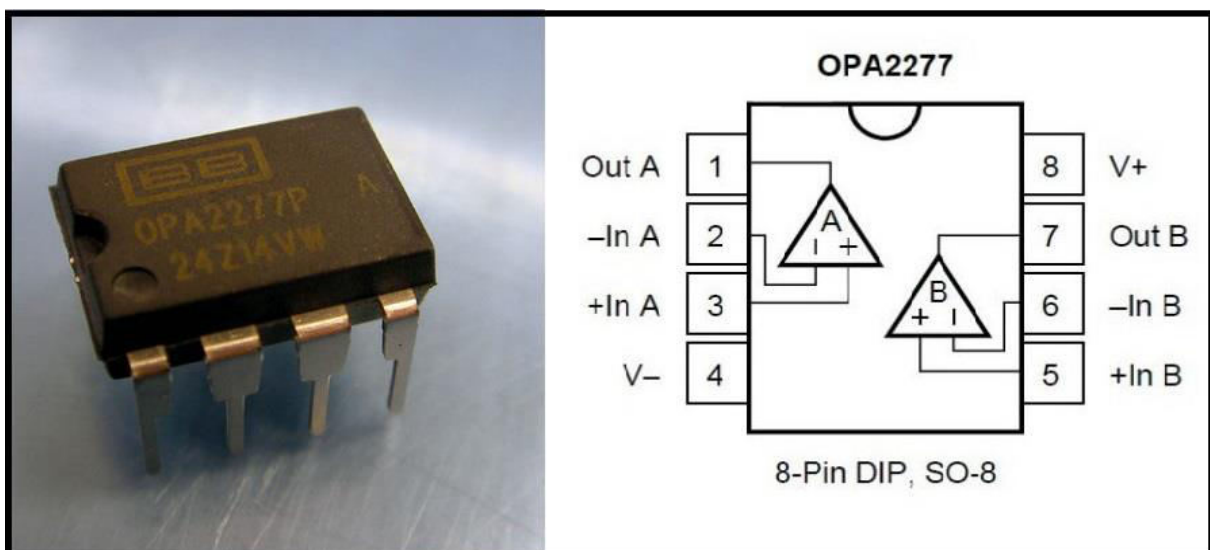


Figure III.12. L'amplificateur opérationnel OPA2277

➤ **Caractéristiques de L'amplificateur OPA2277 :**

L'ampli de précision OPA2277 offre un fonctionnement garanti entre  $\pm 2V$  et  $\pm 18V$  alimentation double ( $4V \sim 36V$  alimentation simple), et une consommation de seulement  $790 \mu A$ . La tension d'offset maximum du composant est de  $20 \mu V$ , avec une dérive en température de  $0.1 \mu V/^\circ C$  maximum, et un courant de polarisation très faible de  $\pm 500$  picoampères ( $pA$ ).

➤ **Configuration et fonctions des broches :**

PIN		I/O	DESCRIPTION
NAME	NO.		
OUT A	1	O	Amplifier output A
-IN A	2	I	Inverting amplifier input A
+IN A	3	I	Non-inverting amplifier input A
V-	4	I	Negative amplifier power supply input
+IN B	5	I	Non-inverting amplifier input B
-IN B	6	I	Inverting amplifier input B
OUT B	7	O	Amplifier output B
V+	8	I	Positive amplifier power supply input

**Tableau III.2. Configuration et fonctions des broches**

➤ **Applications :**

- ✓ Mesures de précision
- ✓ Equipements de test
- ✓ Amplificateur de pont
- ✓ Appareils fonctionnant sur batterie
- ✓ Intégrateur de précision

### III.3.5.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.

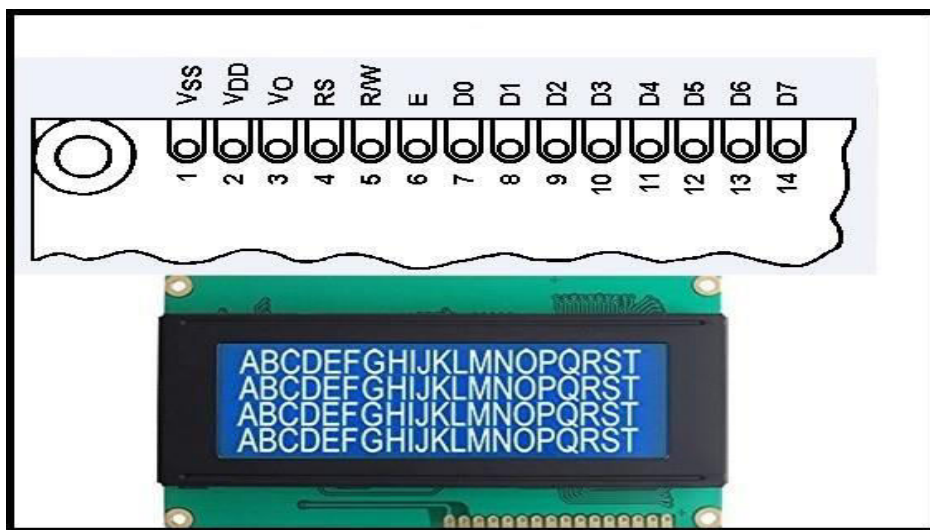


Figure.III.13. Brochage LCD 4\*16

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)

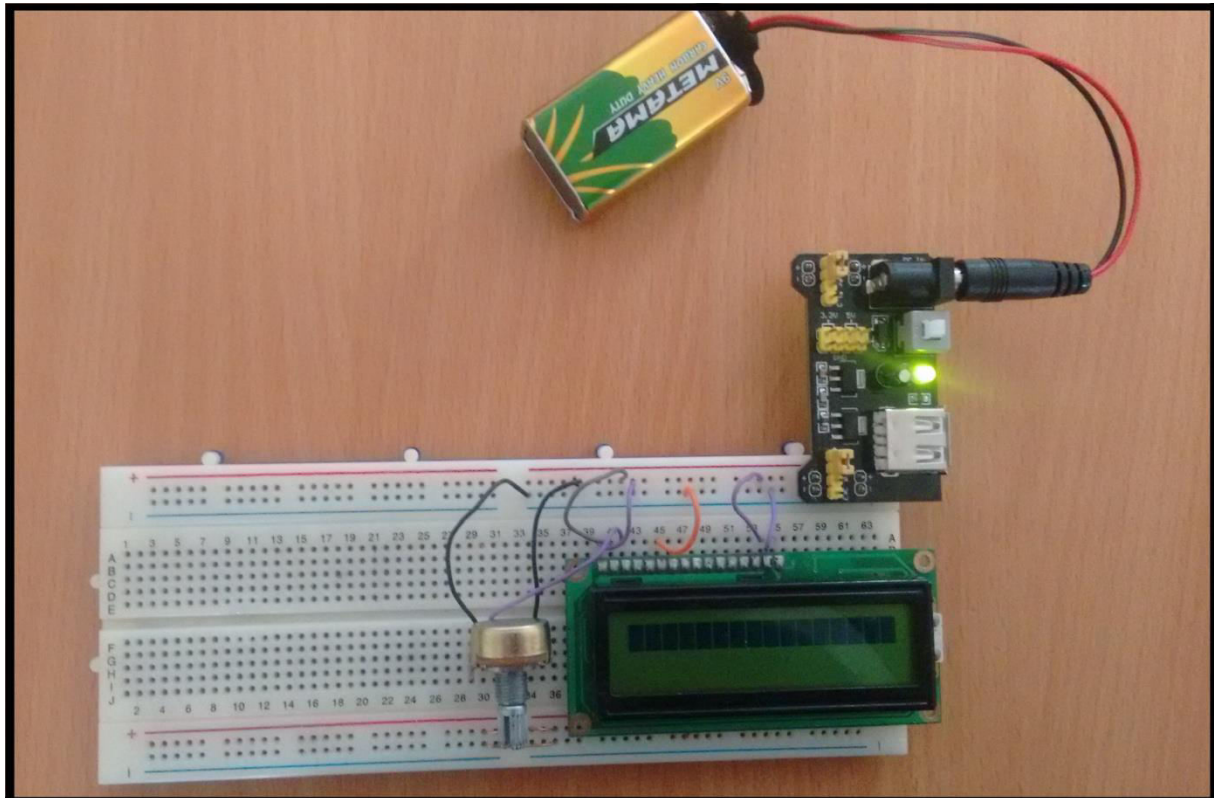
### III.3. Tableau Brochage LCD 4\*16

Les broches 15 et 16 ne sont présentes que sur les afficheurs LCD avec retro éclairage. 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**.

#### ➤ Teste de l'afficheur LCD

Pour utiliser l'afficheur LCD, il faut bien sûr l'alimenter (+5V, masse), Ensuite il va falloir régler le contraste de l'écran afin de pouvoir lire le contenu affiché.

pour ajuster le contraste à une valeur convenable, on fait varier la tension Vee entre 0 et +5V en utilisant un potentiomètre de 10k. (Figure III.14)



**Figure.III.14 : Test de l'afficheur LCD**

À la mise sous tension de l'afficheur, la première ligne devrait être totalement sombre, Si tel n'était pas le cas, il faudra régler le contraste de l'afficheur en jouant sur la tension de la broche Vee. Pour une valeur de potentiomètre égale à 9.1k on obtient un affichage complètement clair.

### III.3.6. Le système pneumatique :

Nous avons utilisé une petite électropompe montrée sur la (**figure III.15 b**) , comme celui utilisé dans les tensiomètres **Tensoval** .l'électropompe est attachée à un système pneumatique qui fournit l'air au système pour gonfler le brassard, le dégonflement se fait grâce à une petite valve électronique de marque MITSUMI(R-14 A221) (**figure III.15 a**).

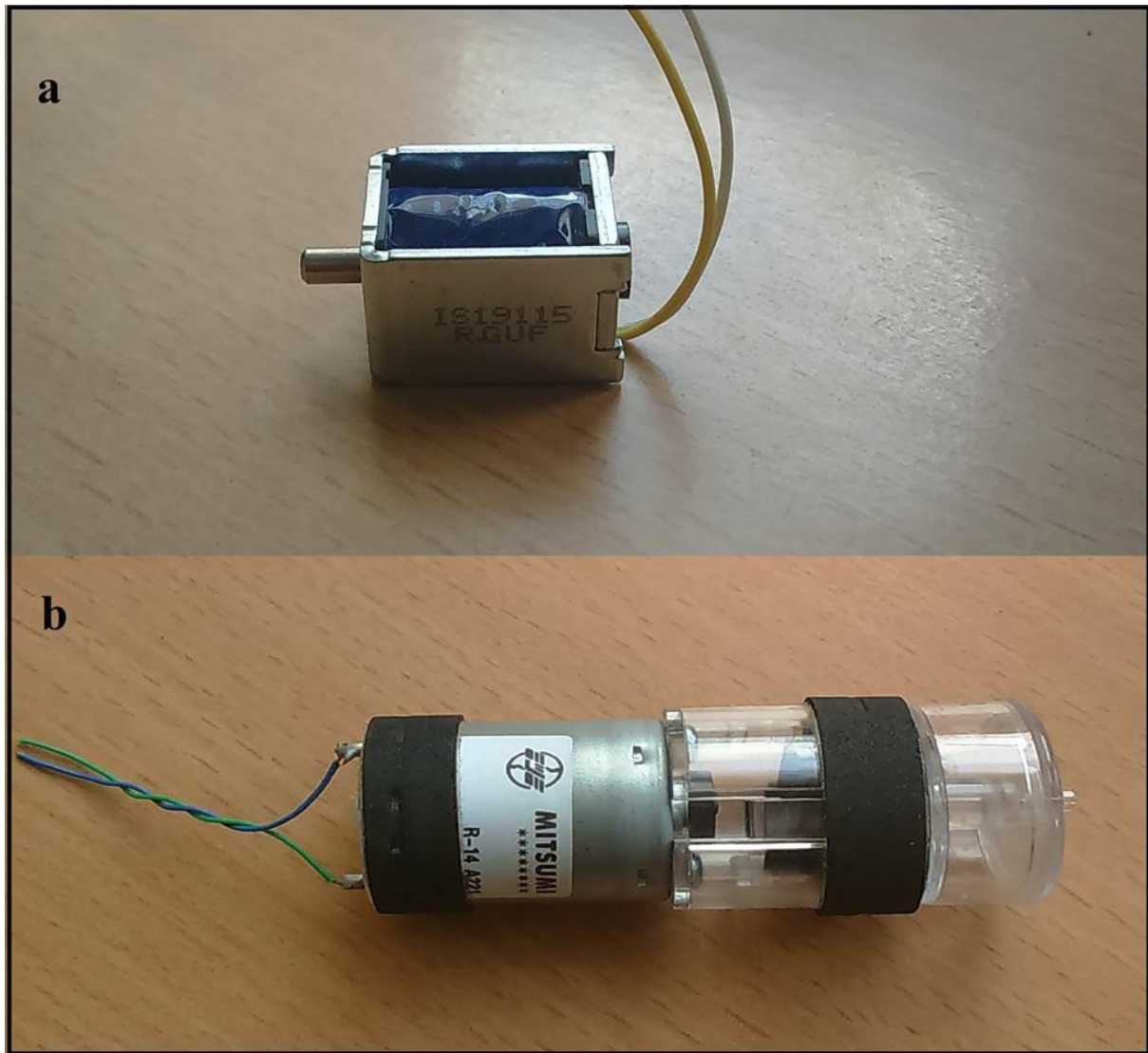


Figure.III.15: (a) valve électronique (b) électropompe

- Schéma simplifié de notre système pneumatique(Figure.III.16)

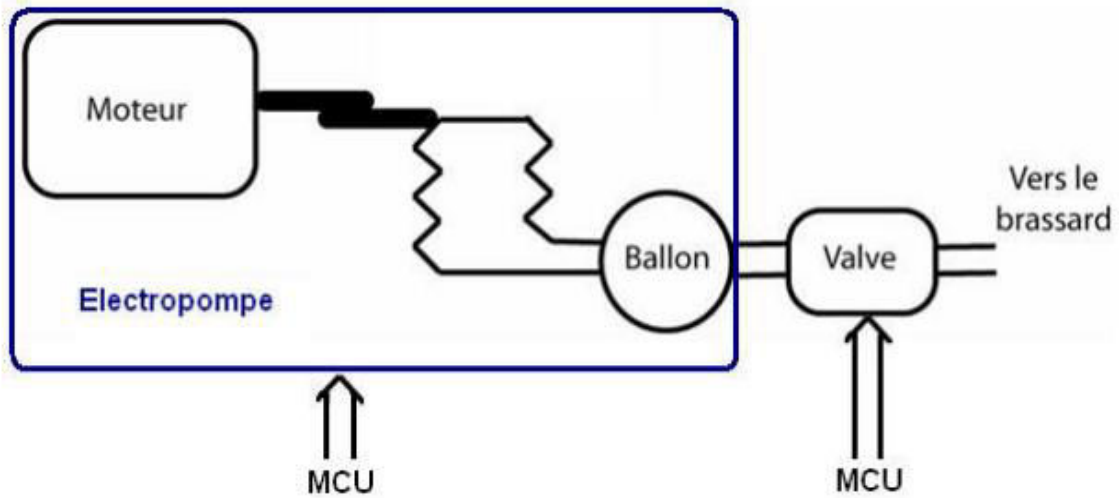


Figure.III.16: le système pneumatique

### III.3.7.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, 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.

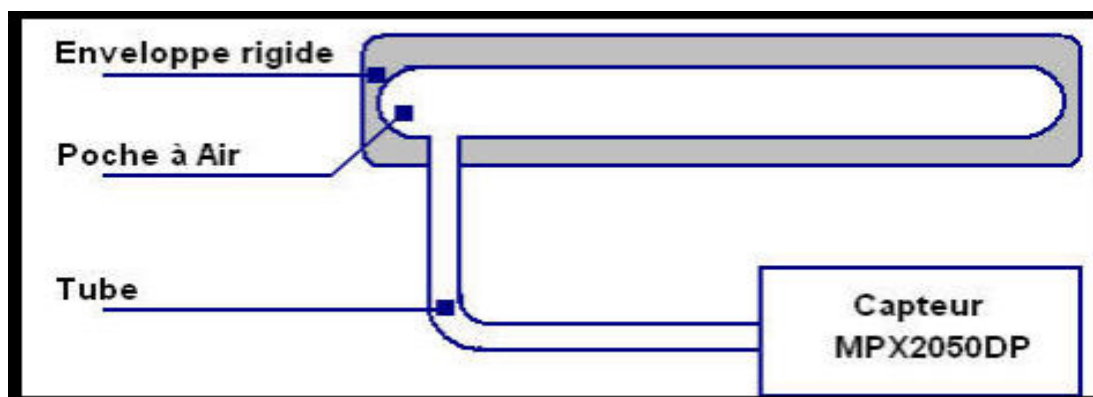


Figure.III.17 : Schéma d'un Brassard

Le choix du brassard dépend principalement de la circonférence du membre qui sera utilisé pour la mesure de la pression non invasive, la ( **Figure III.18**) montre un brassard standard. (Circonférence du Bras : 22 à 32 cm).



**Figure.III.18: Brassard standard (22-32 cm)**

➤ **Test de la partie pneumatique**

On a vérifié ensuite, s'il y a des fuites d'air au niveau des liaisons entre la ligne d'air et le reste de système pneumatique (l'électropompe, l'électrovalve, et le brassard).

Lorsque l'électropompe et la valve ont été mise en marche, le brassard a commencé à se gonfler. Aucune fuite n'a été détectée, donc il n'y a aucune perte de pression. (**Figure III.19**)



**Figure.III.19 : Test de la partie pneumatique**

**Conclusion :**

Dans ce chapitre, on a présenté les différents composants constituant notre appareil de mesure de la PA ainsi que leurs principales caractéristiques et les procédures de tests. Ces tests sont essentiels afin de garantir les performances des composants et éviter leur dysfonctionnement ou des pannes prématurées de l'appareil.

## Introduction :

Après avoir présenté les différents composants utilisés dans notre projet, Dans ce chapitre on va traiter deux principales parties qui sont complémentaires : La réalisation matérielle des circuits électroniques et la conception logicielles dont la programmation du microcontrôleur

### IV.1. La Réalisation Matérielle :

#### IV.1.1. Le Circuit Analogique :

Pour que le signal issu du capteur de pression soit utilisable par le MCU et qu'on puisse l'échantillonner on doit amplifier les composantes DC et AC de ce signal car le capteur de pression produit une tension proportionnelle à la pression différentielle de l'entrée.

La tension de sortie du capteur de pression est de 0V à 40mV. Dans notre application, on veut gonfler le brassard jusqu'à 180mmHg (approximativement 24kPa), ce qui correspond à une tension de sortie de 18mv. Pour cela, on a choisi d'amplifier la tension DC de 0 à 4v. On a alors besoin d'un gain approximativement égale à 200 fois.

Le signal issue de l'amplificateur DC va par la suite passer dans un filtre passe bande. L'amplificateur DC amplifie les deux composantes DC et AC et le filtre est construit pour avoir un large gain autour 1-4Hz et atténuer tout signal de fréquence différente. La composante alternative AC du signal issu de filtre passe bande est le facteur le plus important permettant de déterminer le moment propice pour capter les pressions systolique et diastolique. Le stade final est le couplage AC. On utilise deux résistances identiques pour produire un penchant (biais) approximativement égal à 2.5V. Le condensateur 47uF est utilisé pour le couplage AC du signal pour fournir un penchant continu indépendant. (Figure IV.1)

La Figure IV.1 montre le circuit analogique composé de l'AD620 et l'OPA2277, sa fonction consiste a capter le signal, l'amplifier et limiter la bande fréquentielle selon nos besoins pour la rendre prête pour les entrées des ADC.

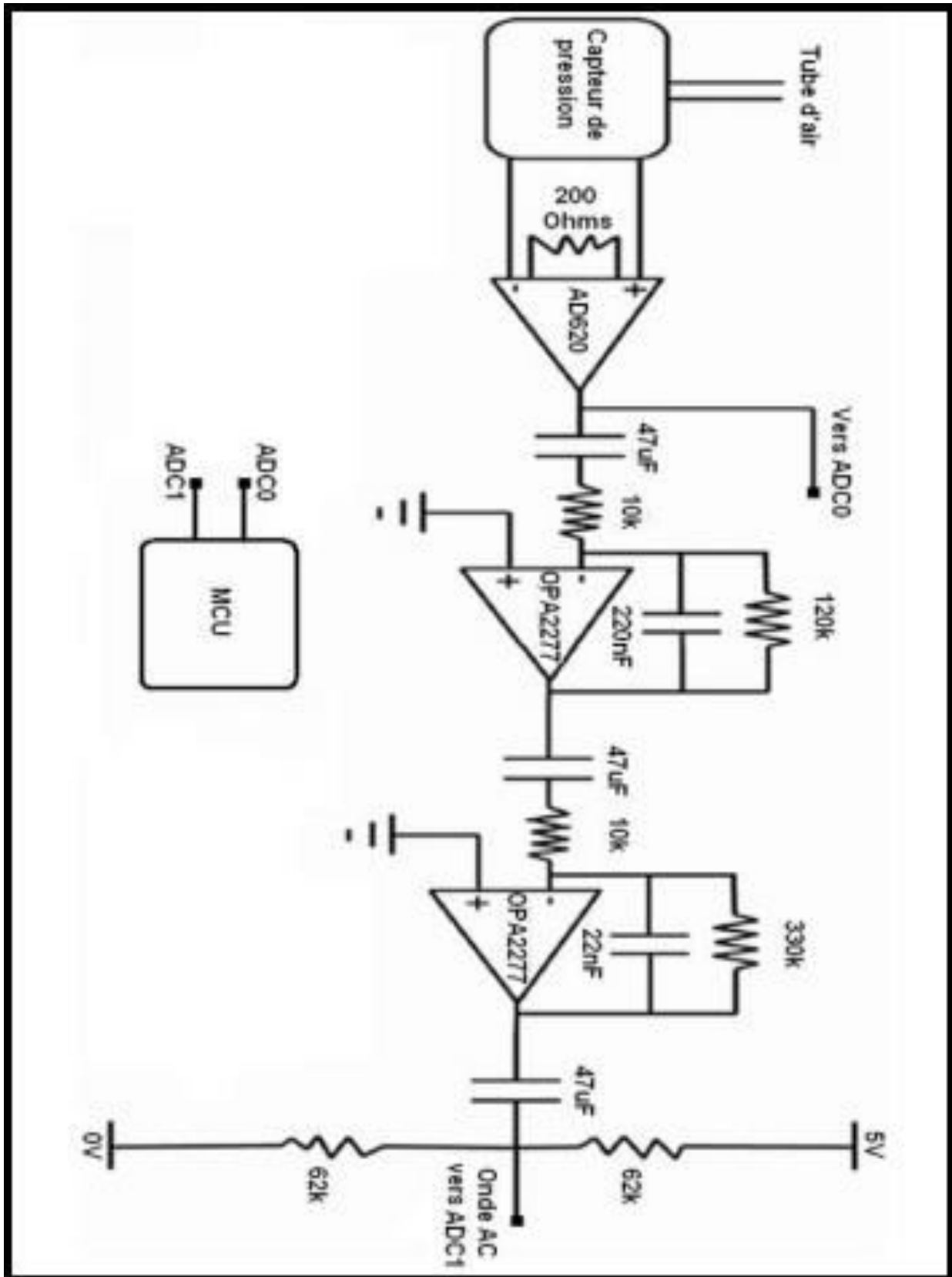


Figure IV.1 : Le circuit analogique

### IV.1.1.1. les Filtres

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

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

- **Filtres passe-haut.**
- **Filtre 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 1. Autrement dit, ils atténuent le signal, différemment selon la fréquence.

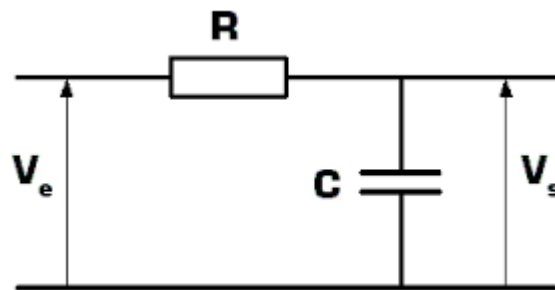


Figure : Filtre passif "passe-bas"

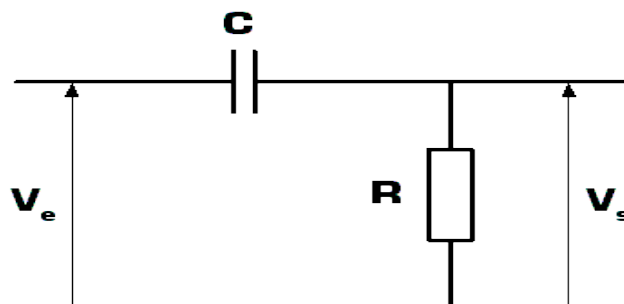


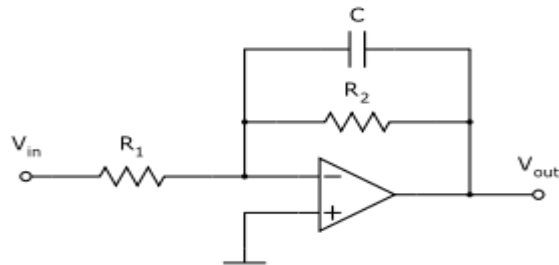
Figure : Filtre passif "passe-haut"

Que ce soit pour un filtre passe-haut ou passe-bas , la fréquence de coupure se calcule avec la formule suivante :

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

### ➤ Filtre actif

Les filtre 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 a 1.Ils peuvent aussi bien amplifier certaines fréquences que les atténuer.



**Figure :Filtre actif''passe-bas''**

#### IV.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 utilisés parce 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 bruit de la sortie.

##### ➤ Premier filtre passe bande (Figure IV.2)

La basse fréquence de coupure est  $f_{basse} = 1/2\pi \cdot (\mu F) \cdot (10k) = 0.338Hz$

La haute fréquence de coupure est  $f_{haute} = 1/2\pi \cdot (220nF) \cdot (120k) = 6.028Hz$

La mi-bande gain du premier filtre est  $A = - 120k/10k = - 12$

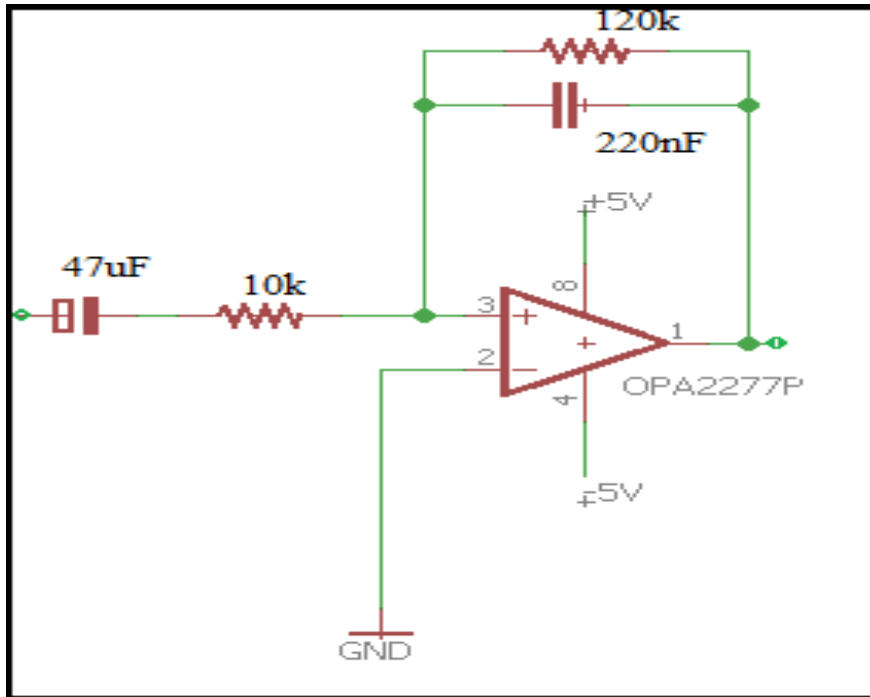


Figure IV.2 : Le premier filtre passe bande

- Second filtre passe bande (Figure IV.3)
- La basse fréquence de coupure est  $f_{basse} = 1/2\pi \cdot (\mu F) \cdot (10k) = 0.338Hz$
- La haute fréquence de coupure est  $f_{haute} = 1/2\pi \cdot (22nF) \cdot (330k) = 21.92Hz$
- La mi-bande gain du premier filtre est  $A = - 330k/10k = - 33$

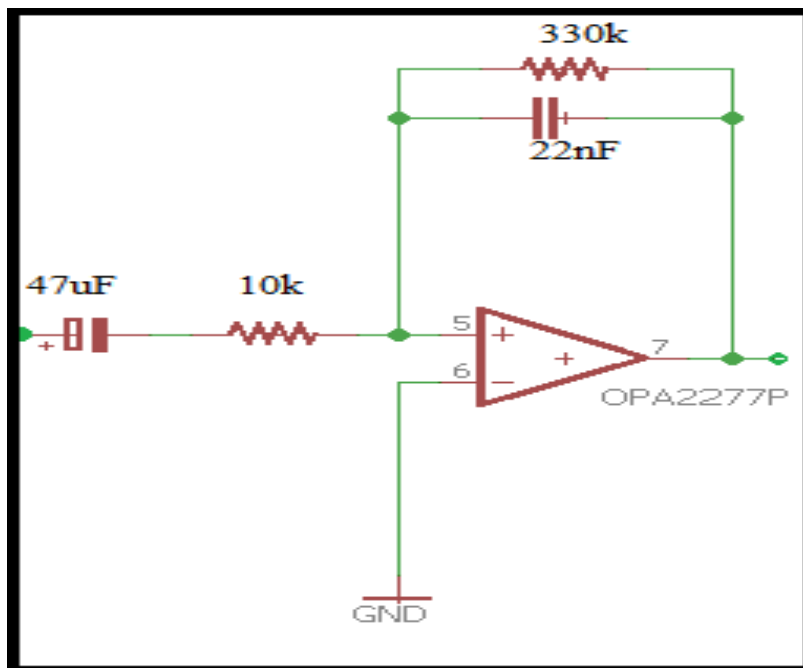


Figure IV.3 : Le second filtre passe bande

### IV.1.1.3. Stade de couplage AC (Figure IV.4) :

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  $\frac{1}{2} V_{DD}$  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.

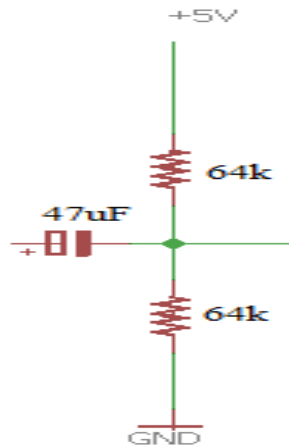


Figure IV.4 : Le stade de couplage AC

## IV1.2 Connexions de l'électropompe et de l'électrovanne

Le schéma de la Figure IV.5 montre le branchement de l'électropompe et de l'électrovanne

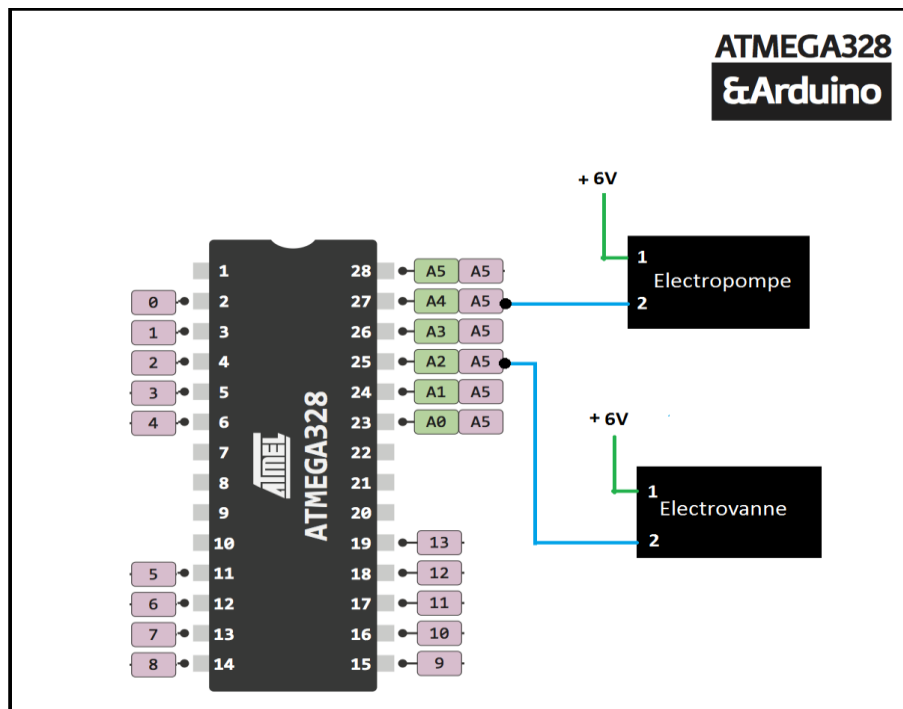


Figure IV.5 : Schéma de connexion de la pompe et de la valve

IV.1.3 Connexion de l'afficheur LCD avec le MCU

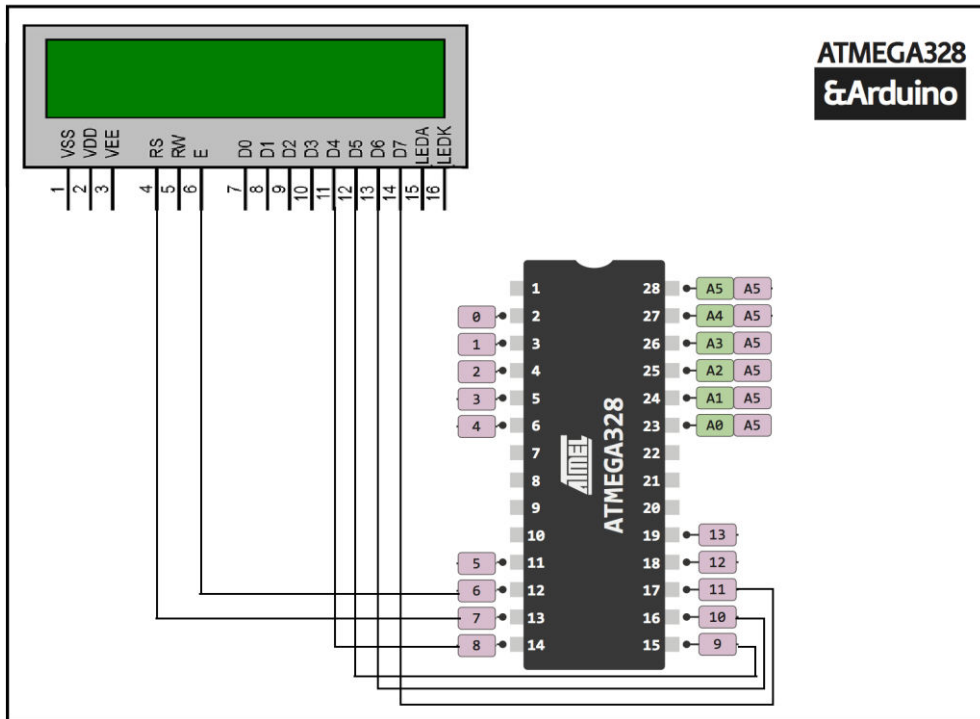


Figure IV.6 : Schéma d'implantation de l'afficheur LCD

IV.1.4 Connexion de l'amplificateur AD620 et OPA2277 avec le MCU

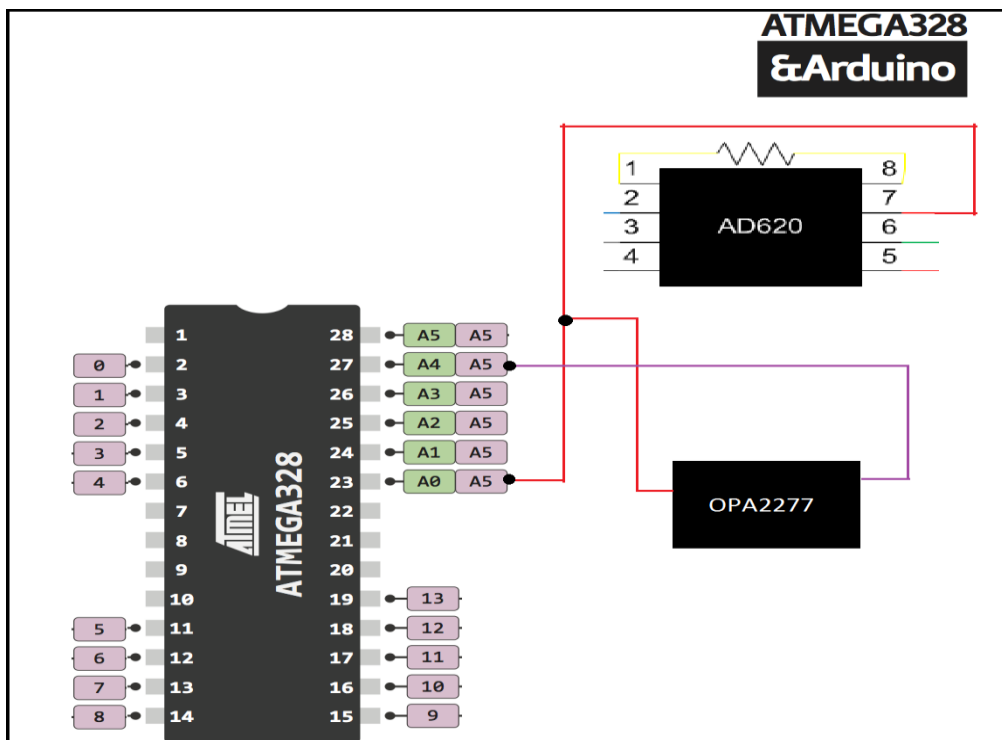
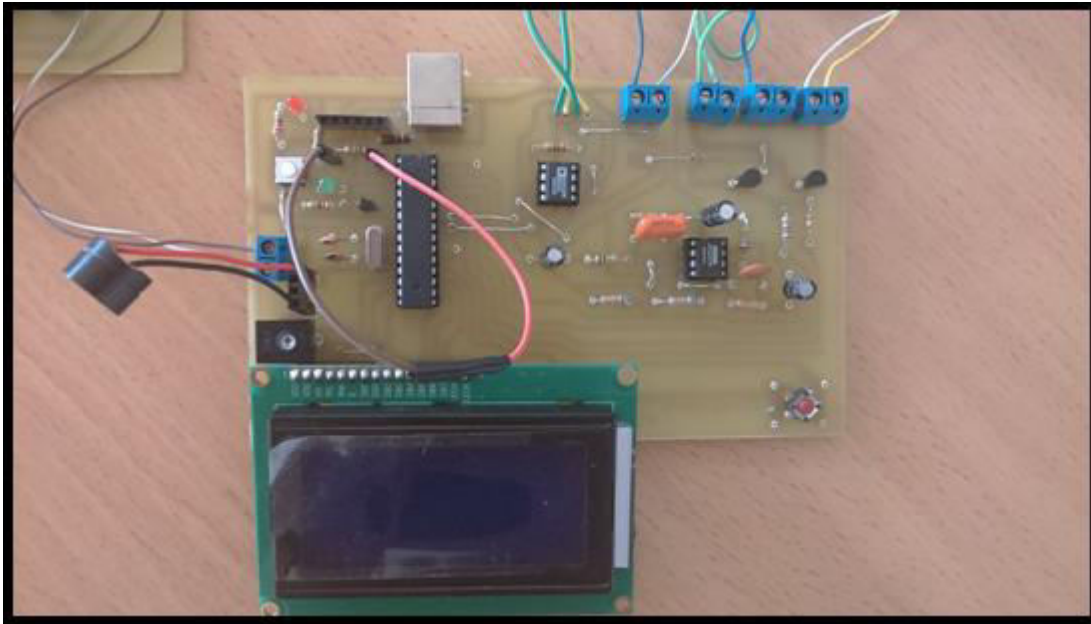


Figure IV.7 : Schéma de connexion des amplificateurs avec le MCU.





**Figure IV.10 : le circuit final**

#### **IV.1.6 l'alimentation**

Tout montage électronique nécessite une alimentation pour fonctionner. Notre montage nécessite une alimentation 5V pour alimenter le microcontrôleur et ces périphériques, mais aussi des tensions de :

- 10V pour alimenter le capteur de pression
- $\pm 5V$  pour alimenter les circuits intégrés (AD620, OPA2277)
- 6V pour alimenter l'électrovalve et l'électropompe

Puisque notre circuit a besoin d'une grande alimentation, Nous avons donc conçu une alimentation qui fournit les tensions nécessaires .Le circuit d'alimentation reste un classique dans le genre, des régulateurs de tension linéaires nous fourni les tensions nécessaire montré sur la figure IV.8. à l'aide du logiciel Isis. Pour générer la tension 10V nécessaire au capteur de pression nous avons optée pour un régulateur LM317 qui fournit 10V, et pour générer les 5V et -5v pour l'amplificateur OPA2277 nous avons utilisé deux régulateurs 7805 et 7905 respectivement et enfin pour générer la tension nécessaire pour la pompe 6V nous avons opté pour un régulateur 7806.

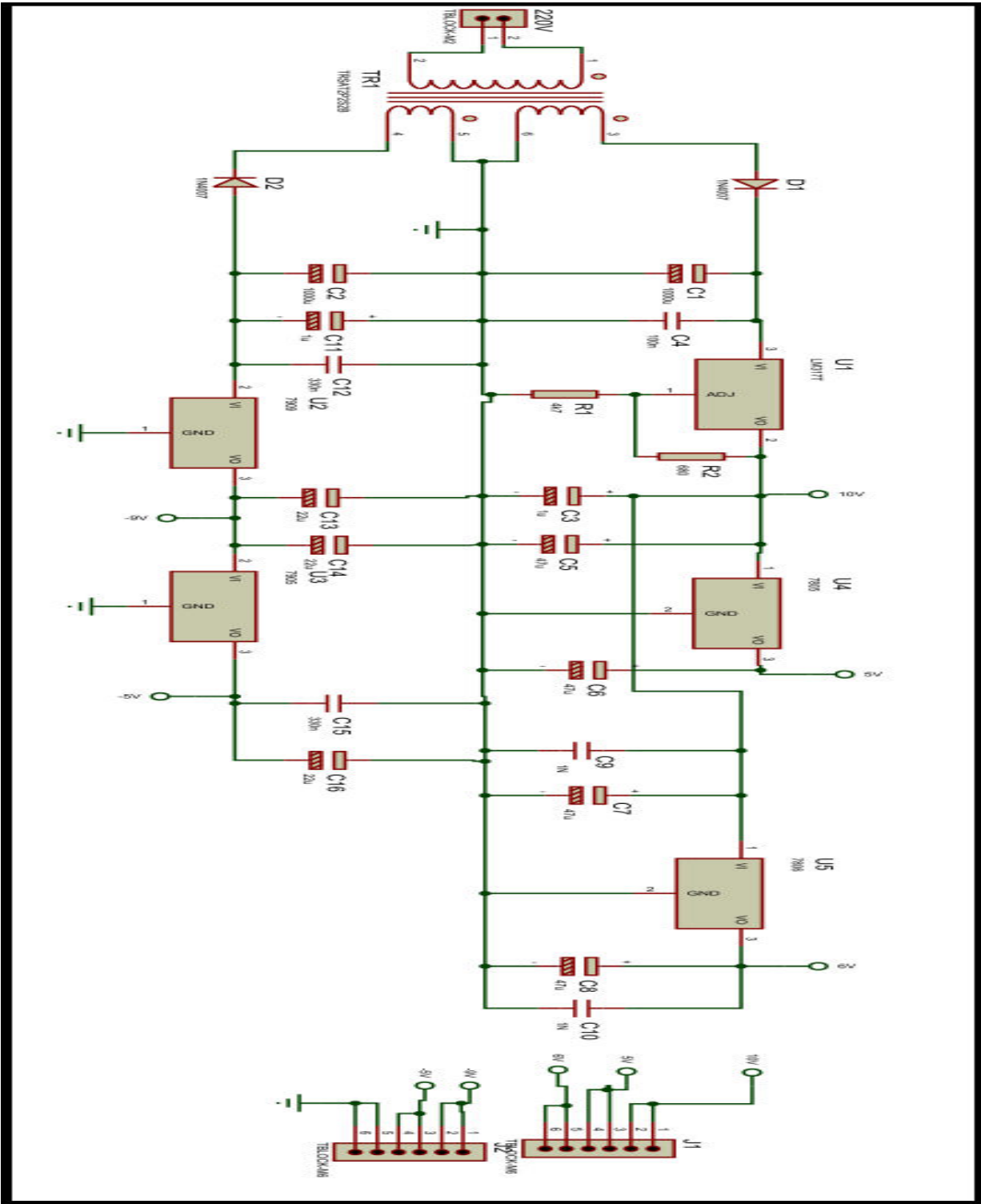


Figure IV.11: schéma structurel de circuit d'alimentation

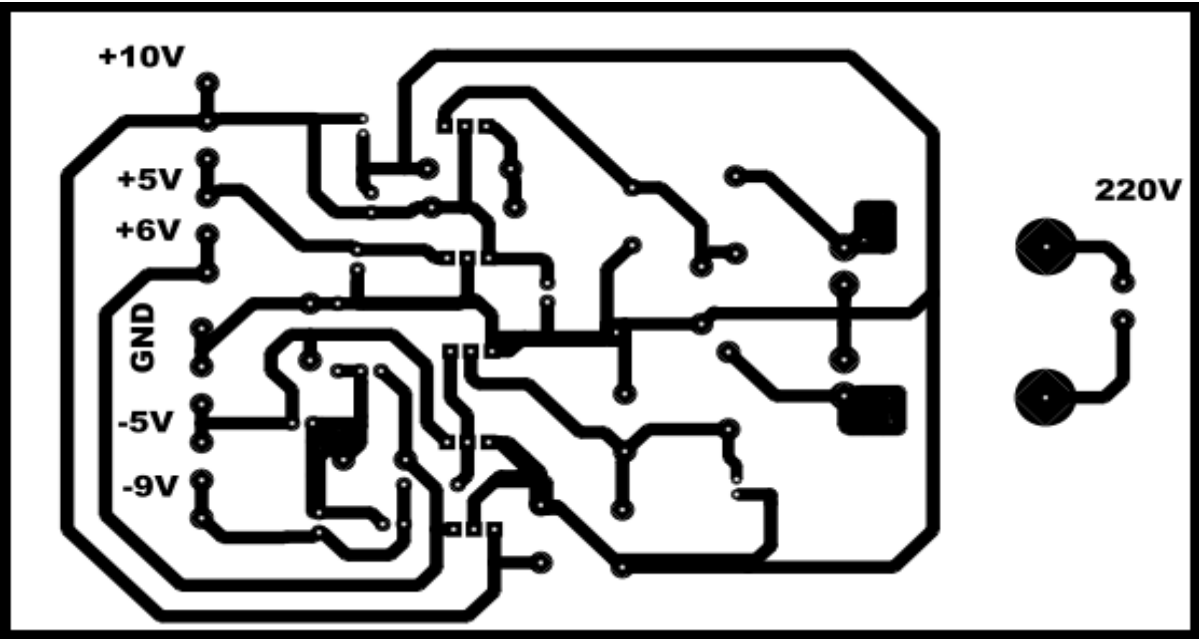


Figure IV.12: typon de l'alimentation

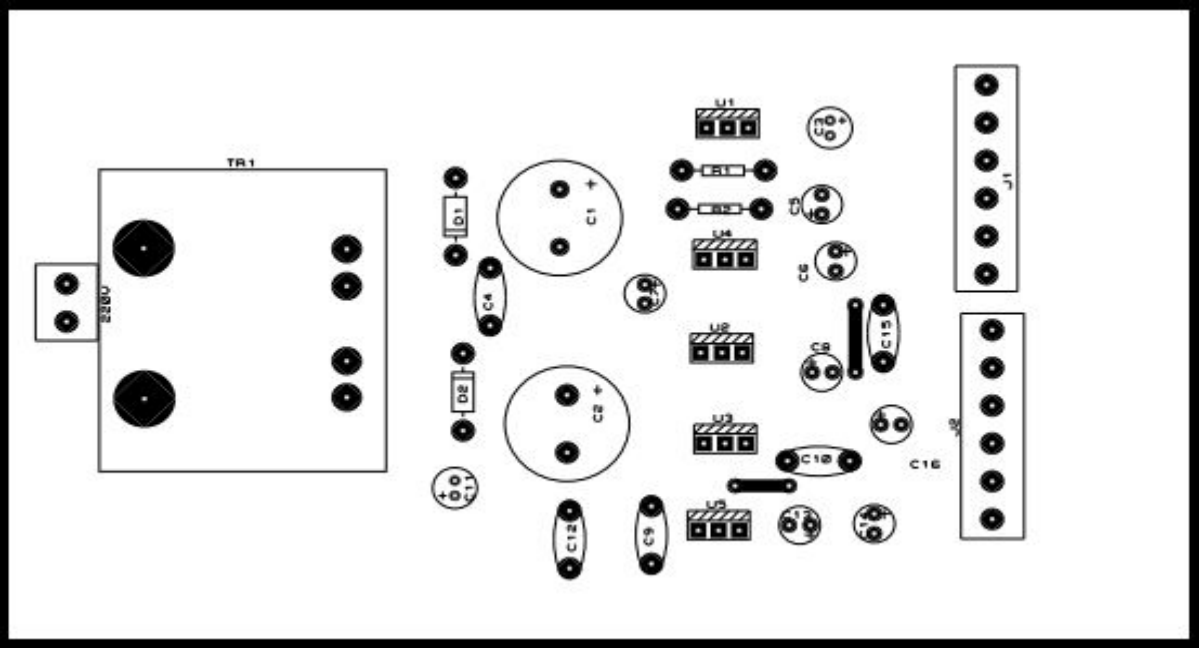


Figure IV.13 : coté composants de l'alimentation



Figure IV.14: l'alimentation finale

## IV.2. Conception logicielle

### IV.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.

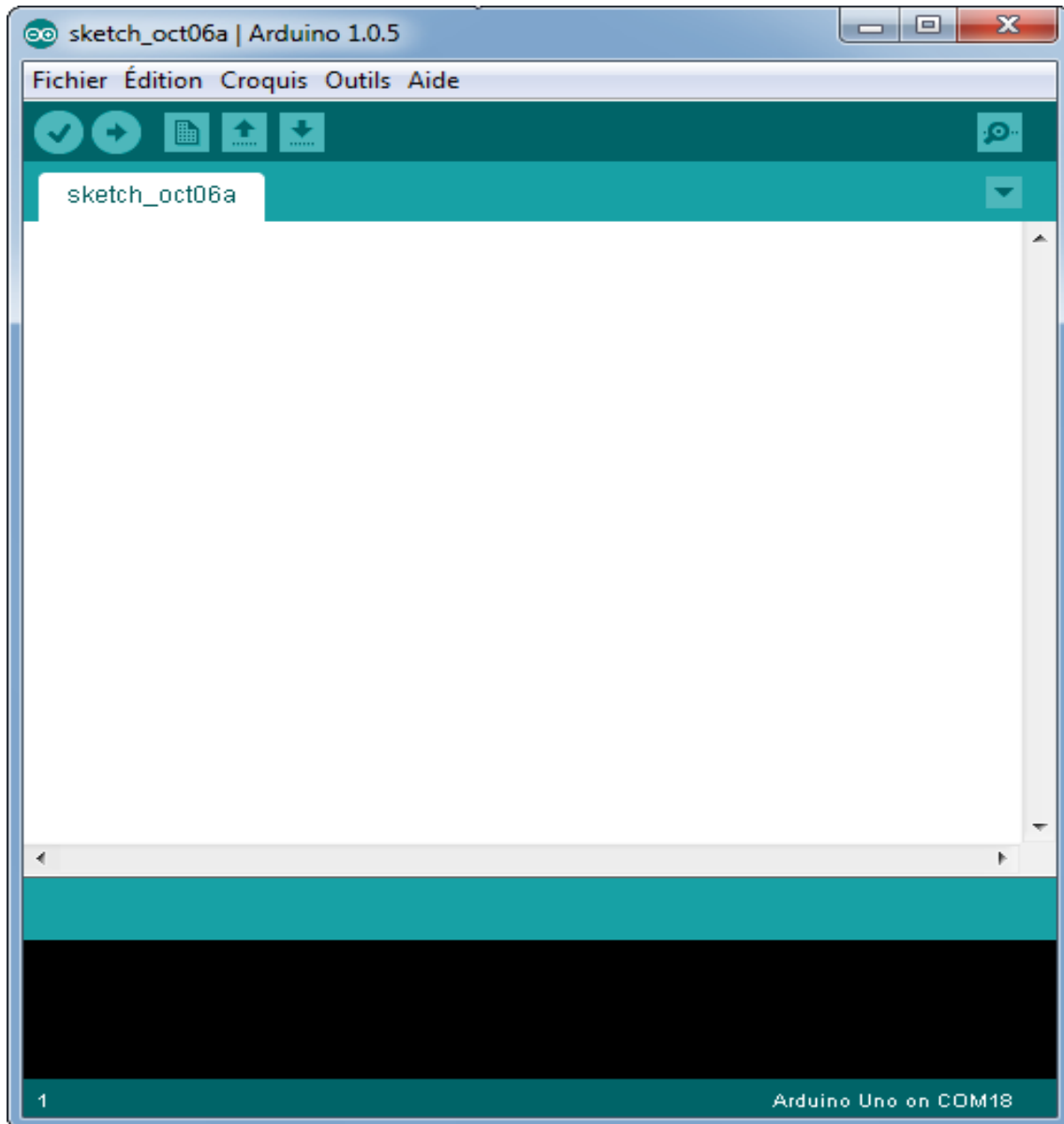
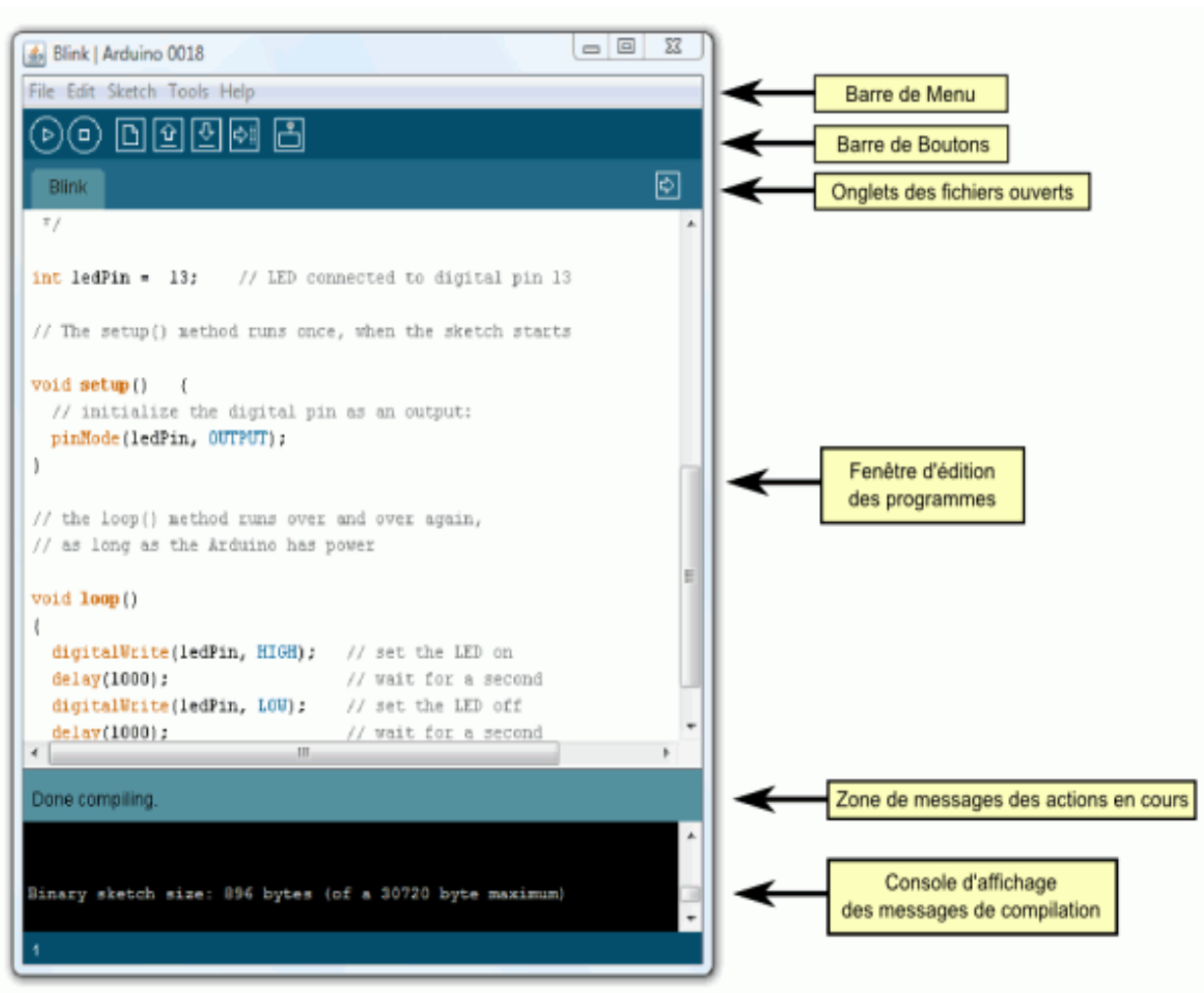


Figure IV.15 : Fenêtre principale de l'environnement de programmation

### IV.2.1.1 Description du logiciel Arduino

Le logiciel Arduino a pour fonctions principales :

- 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.



**Figure IV.16 : Les différentes parties de la fenêtre principale du logiciel Arduino**

Cet espace de développement intégré (EDI) dédiée 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 il dispose aussi des onglets de navigation.
- Un **ZORE DE MESSAGES** : permet d'afficher et d'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 SERIE** : ce moniteur est utilisé pour la visualisation ou les données (messages, valeurs, caractères) transmis vers l'ordinateur via le câble USB connecté à la carte Arduino et d'envoyer des caractères vers la carte Arduino.

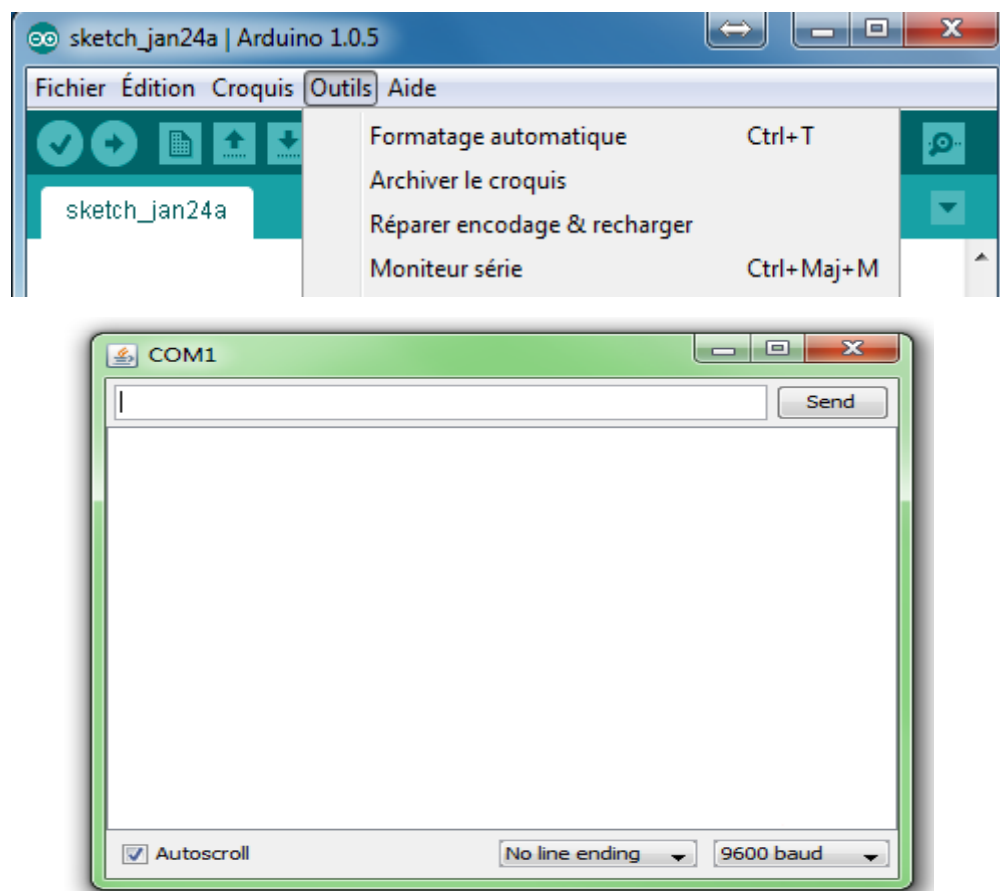


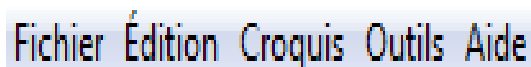
Figure IV.17 : Fenêtre associée au moniteur série

Cette fonctionnalité permet la mise au point de la facilité des programmes et l'affichage des états des variables d'un programme ou il ya des calculs ou des mesures, aussi le résultat de la conversion analogique-numérique : un élément essentiel pour améliorer, tester et corriger ses programmes. Nous avons utilisé ce moniteur dans notre projet pour savoir si la carte fait la conversion analogique/numérique, et aussi pour vérifier si la carte transmet ces valeurs converties.

### IV.2.1.2. Description de la barre des menus

Le logiciel Arduino est équipé d'une barre dite des menus qui contient un ensemble de menus (d'où le nom « barre des menus ») permettant de faire la gestion du programme.

Le menu est sensible au contexte, ce qui signifie que seuls les items correspondant au travail en cours sont disponibles.



Fichier Édition Croquis Outils Aide

**Figure IV.18: La barre des menus**

Cette barre contient des icones suivantes :

- **Fichier(File)** : ce menu contient les différentes options de création, d'ouverture, de sauvegarde, d'impression d'un programme, ou l'ouverture d'un exemple parmi les exemples qui accompagnent le logiciel Arduino.
- **Editer(Edite)** : ce menu contient les options de copier/coller, selection, et les options de recherche.
- **Programme ou séquence (Sketch)** : ce menu contient les différentes fonctions de la barre des boutons, ainsi que les options d'ajout de bibliothèques ou de fichiers.
- **Outils (Tools)** : c'est dans ce menu que l'on sélectionne le type de la carte à programmer, et le port série utilisé ainsi que la fonction de chargement du bootloader dans l'Atmega.
- **Aide (Help)** : ce menu est fait pour donner de l'aide concernant les différents problèmes rencontrés au niveau du logiciel Arduino.

### IV.2.1.3. Description de la barre des menus

La barre des boutons permet de vérifier la syntaxe, le transfert des programmes, aussi la création, l'ouverture et la sauvegarde d'un code écrit, elle permet aussi le moniteur série, elle se compose de six boutons ou icônes :

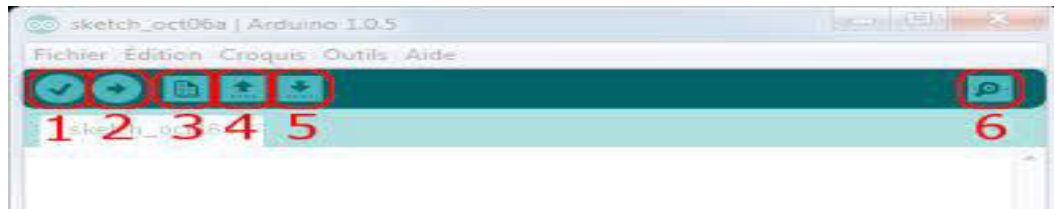


Figure IV.19 : la barre des boutons

1. **Vérifier/compiler** : ce bouton nous permet de vérifier s'il y a des erreurs dans le programme en sélectionnant la ligne où se trouve l'erreur.
2. **Transférer ou téléverser vers la carte** : ce bouton permet de compiler votre code et de le transférer vers la carte Arduino.
3. **Nouveau** : en appuyant sur cette icône, une fenêtre d'édition vide s'ouvre pour la saisie d'un nouveau programme.
4. **Ouvrir** : il suffit de cliquer sur ce bouton pour accéder à la liste de tous les programmes qui se trouvent dans le « livre de programme ». Cliquer sur l'un des programmes l'ouvre dans la fenêtre courante.
5. **Sauvegarder** : avant de quitter le programme saisi, il faut l'enregistrer, et cela peut se faire en cliquant sur cette icône.
6. **Moniteur série** : pour ouvrir la fenêtre du moniteur série, il suffit d'appuyer sur ce bouton.

### IV.2.1.4 Programme Arduino et les étapes de téléversement vers la carte

Le code est écrit dans l'éditeur de texte. Ce code est appelé un programme ou une séquence (**SKETCH** en anglais).

Une fois le programme est saisi, on passe à la vérification des erreurs dans le programme, et pour cela, il suffit de cliquer sur le bouton de vérification qui se trouve à l'extrémité gauche de la barre des boutons et d'attendre un petit moment. En cas d'erreurs, un message en orange s'affiche en dessous de l'onglet d'édition des programmes indiquant l'erreur et la ligne où se trouve (pour la correction des erreurs est terminée, on passe à la sélection du type de la carte

à programmer et le port série sur lequel est branché, ce petit réglage peut se faire à l'aide du menu Outils(Tools). A la fin , il reste qu'à cliquer sur le bouton de televersement.

Si toute marche bien les deux leds Rx et Tx de la carte s'allument, sinon un message d'erreur s'affiche dans la console des messages de compilation.

A ce niveau la carte est programmer et prête pour l'exécution du programme, il suffit juste de la mettre sous tension et de lui brancher les composants ou les éléments nécessaires pour le bon déroulement du processus a exécuté.

### IV.3. L'organigramme du programme

L'organigramme du notre programme écrit en langage 'C' est représenter dans la figure IV.20.

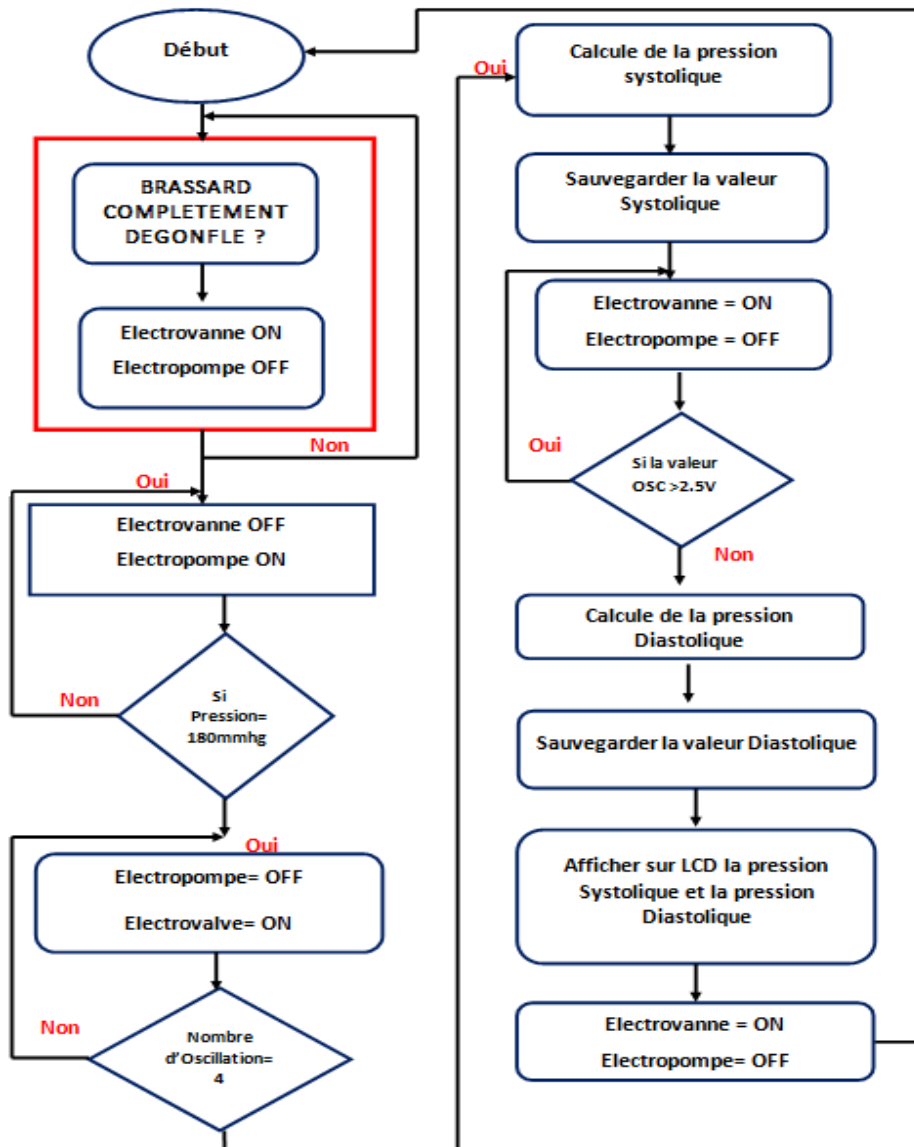


Figure IV.20 : L'organigramme du programme

Le programme vérifie que le brassard est complètement dégonflé. Si ce n'est pas le cas, la valve fonctionne et le moteur reste éteint. Si le brassard est effectivement dégonflé, le système éteint la valve et allume le moteur. Le programme observe si la pression désirée est atteinte. Si elle ne l'est pas, le moteur continue à fonctionner ; si oui, le moteur s'éteint et la valve commence à fonctionner de manière intermittente. Durant le dégonflement du brassard, une fois la valeur de la pression systolique atteinte, on note des oscillations à l'épingle d'ADC0. Le programme compte 4 oscillations (on compte 4 pour plus de précision) et calcule la pression systolique. Une fois ce calcul effectué, le résultat est affiché sur l'écran LCD et enregistré sur la carte MMC. La valve continue à fonctionner, et le programme vérifie que la valeur de l'oscillation demeure supérieure à 2.5 V. Si c'est le cas, le programme entre dans un délai de 500 ms. Sinon, la pression diastolique est calculée et le résultat est affiché sur l'écran LCD et enregistré sur la carte MMC. Une fois ceci accompli, la valve continue à fonctionner jusqu'à ce que le brassard soit complètement dégonflé.

### IV.3.1 – Mesure de la pression systolique

Après que le moteur élève la pression 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 voltage de 4V pour l'onde AC. Au début, il n'y a pas de pulsations et le voltage à l'épingle de l'ADC1 est constant 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 du voltage 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 le voltage DC de l'épingle ADC0. Ensuite, il convertit cette valeur de voltage DC en la pression dans le brassard pour déterminer la pression systolique d'utilisateur.

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 le voltage DC de l'épingle ADC0. Voici l'explication de la procédure de conversion. Soit 'DC voltage' le voltage DC lu de l'épingle ADC0, et 'DC gain' le gain de l'amplificateur DC. Par conséquent le voltage différentiel issu de l'amplificateur DC est calculé ainsi :

$$\text{Voltage capteur} = \text{DC voltage} / \text{DC gain}$$

A partir des caractéristiques de transfert du capteur de pression, nous pouvons calculer la pression basée sur le voltage capteur. La pente de la courbe typique est calculée ainsi :

$$\text{Pente} = 40\text{mV}/50\text{kPa} = 8 \times 10^{-4} \text{ V/k Pa.}$$

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

$$\text{Pression\_kPa} = \text{voltage capteur} / \text{pente}$$

nous pouvons alors convertir la pression à l'unité mm Hg en multipliant par :

$$760\text{mmHg}/101.325\text{kPa.}$$

Donc la pression en unité mm Hg est exprimée ainsi :

$$\text{pression\_mmHg} = \text{pression\_kPa} \times 760\text{mmHg}/101.325\text{kPa.}$$

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

$$\text{pression\_mmHg} = (\text{DC voltage} / \text{Voltage gain}) \times 9375$$

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

### IV.3.2 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 :

$$\text{pression\_mmHg} = (\text{DC voltage} / \text{Voltage gain}) \times 9375$$

### IV.3.3 .Le code :

```
#include <LiquidCrystal.h>

// initialize the library with the numbers of the interface pins
LiquidCrystal lcd(7, 6, 8,9, 10, 11);

int buzer=5;
int Bouton=12,LEDV=2;
int DIA=0,SYS=0;
int pompe=A3,EV=A2;
float TensionADC1=0,pression=0;
void setup(){
  pinMode(Bouton,INPUT);
  pinMode(LEDV,OUTPUT);
  pinMode(pompe,OUTPUT);
  pinMode(EV,OUTPUT);
  Serial.begin(9600);
  lcd.begin(16, 4);
  Serial.println("TENSIOMETRE ACTIVE...");
  INTRODUCTION();
}

void loop(){
  TRAVAIL();
}
#####

void bip(int frq, int t){
  tone(buzer,frq);
  delay(t);
  noTone(buzer);
  delay(t);
```

```

}
#####
void INTRODUCTION(){
  String msgd="",msg="          ETUDE ET REALISATION D'UN TENSIOMETRE
ELECTRONIQUE.          ";
  lcd.setCursor(0,0);lcd.print("#####");
  lcd.setCursor(0,1);lcd.print("#  THEME :  #");
  lcd.setCursor(0,2);lcd.print("#          #");
  lcd.setCursor(0,3);lcd.print("#####");
  bip(1200,100); bip(1200,100); bip(1200,100);
  for(int i=0;i<=68;i++){
    msgd="";
    for(int j=i;j<=(i+13);j++){
      msgd=msgd+msg[j];
    }
    lcd.setCursor(1,2);lcd.print(msgd);
    delay(350);
  }

  delay(500);
  lcd.setCursor(0,0);lcd.print("#####");
  lcd.setCursor(0,1);lcd.print("# REALISE PAR: #");
  lcd.setCursor(0,2);lcd.print(" LOUNIS.AMINE ");
  lcd.setCursor(0,3);lcd.print("#####");
  delay(3000);
  lcd.setCursor(0,2);lcd.print("    ET    ");
  delay(2000);
  lcd.setCursor(0,2);lcd.print("SAIDOUN.SABRINA ");
  delay(3000);
  lcd.setCursor(0,1);lcd.print("# ENCADRE PAR #");
  lcd.setCursor(0,2);lcd.print("#M.LAGHROUCHE.M#");
  delay(3000);
  lcd.clear();
  bip(1200,200); bip(1200,200);

```

```
lcd.setCursor(0,0);lcd.print("#####");
lcd.setCursor(0,1);lcd.print("# SYS : 0.00 #");
lcd.setCursor(0,2);lcd.print("# DIA : 0.00 #");
lcd.setCursor(0,3);lcd.print("#####");
}
#####
void TRAVAIL(){

do{
digitalWrite(LEDV,LOW);
digitalWrite(pompe,LOW);
digitalWrite(EV,LOW);
}while(Calcul_Pression())>=5);

bip(1200,200);
digitalWrite(LEDV,LOW);
do{ }while(digitalRead(Bouton)==LOW);
do{ }while(digitalRead(Bouton)==HIGH);
bip(1200,200);

do{
digitalWrite(LEDV,HIGH);
digitalWrite(pompe,HIGH);
digitalWrite(EV,HIGH);
}while(Calcul_Pression())>=180);

do{
digitalWrite(pompe,LOW);
digitalWrite(EV,LOW);
}while(NBRE_OSCILATION()!=4);

SYS=Calcul_Pression();
```

```
do{
delay(500);
TensionADC1=(analogRead(A4)*5.0)/1023.0;
}while(TensionADC1>=2.5);

DIA=Calcul_Pression();

lcd.setCursor(0,0);lcd.print("#####");
lcd.setCursor(0,1);lcd.print("# SYS :   #");
lcd.setCursor(0,2);lcd.print("# DIA :   #");
lcd.setCursor(0,3);lcd.print("#####");
lcd.setCursor(8,1);lcd.print(SYS);
lcd.setCursor(8,2);lcd.print(DIA);
}
#####
int Calcul_Pression(){
int K=9375;
int Gain=206;
pression=(analogRead(A0)*K)/Gain;

return pression;
}
#####
int NBRE_OSCILATION(){
int CMP=0 ;
do{

do{
TensionADC1=(analogRead(A4)*5.0)/1023.0;
}while(TensionADC1<3);

do{
TensionADC1=(analogRead(A4)*5.0)/1023.0;
}while(TensionADC1>=2.5);
```

```
CMP++;
```

```
}while(CMP<4);
```

```
return CMP;
```

```
}
```

#### IV.4 Montage final

La maquette réalisée durant la durée du projet est le montage final sont illustrées dans La figure .21.

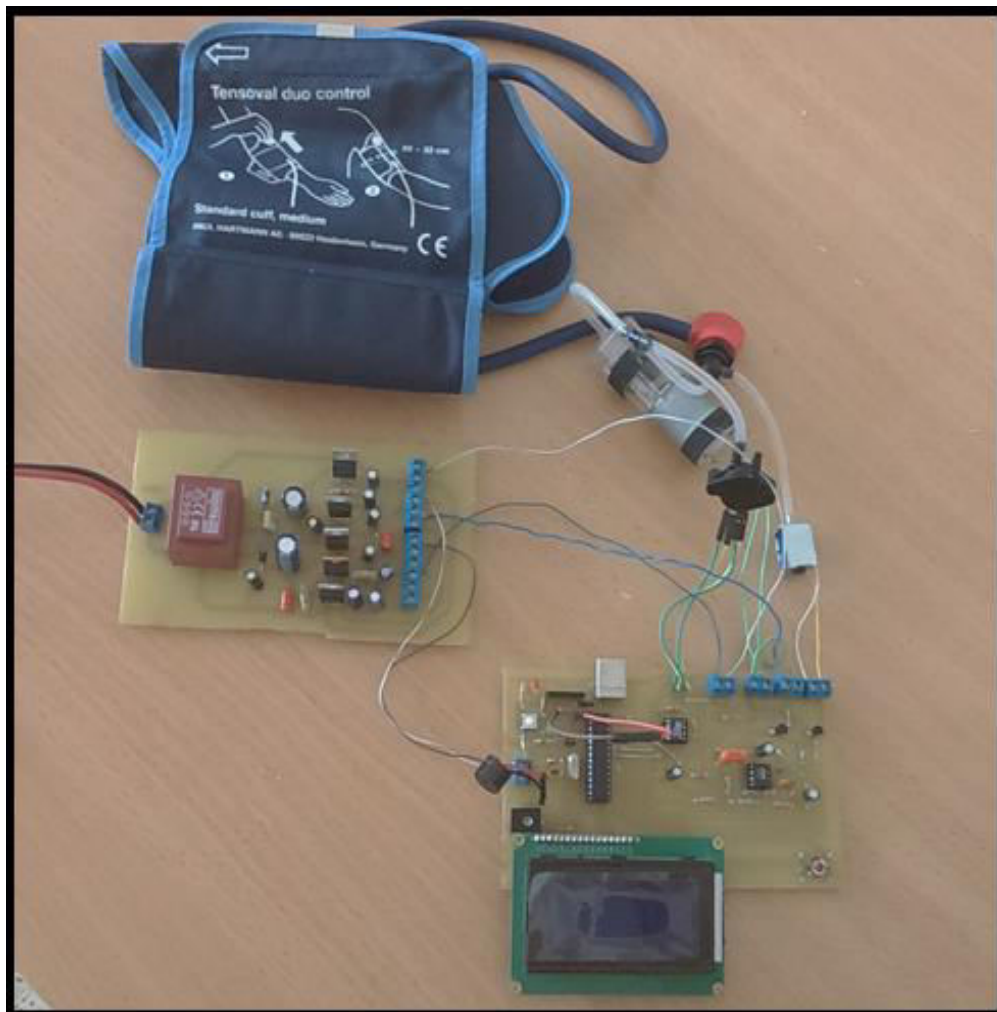
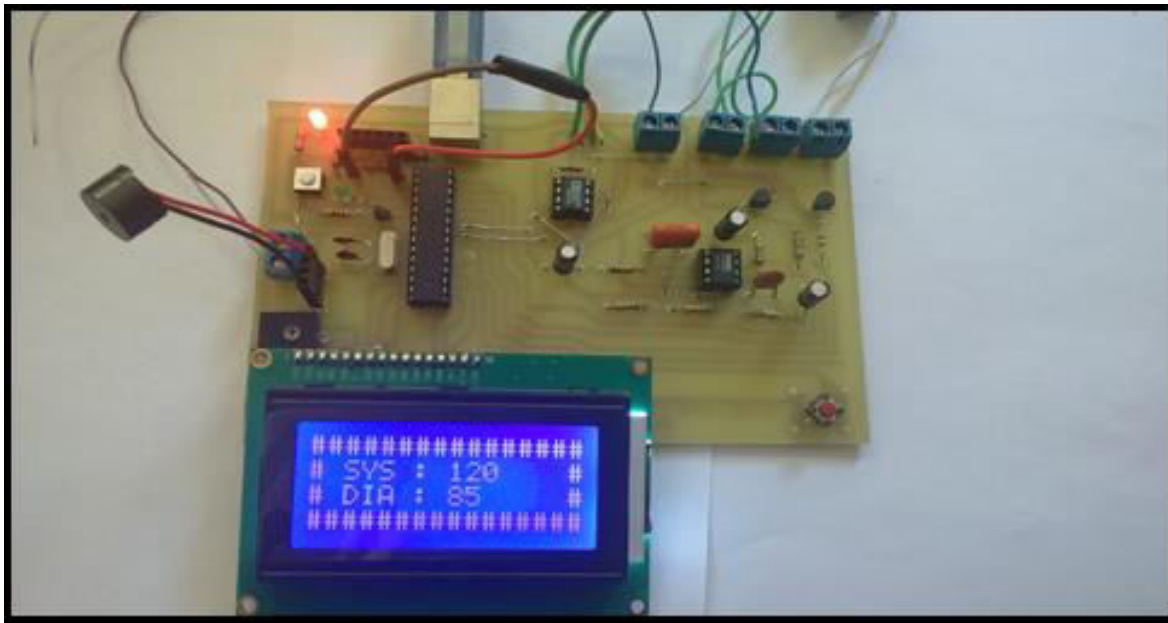


Figure IV.21 : montage final du projet

### IV.5. Test du l'appareil



**Figure IV.22 : test du projet**

### Conclusion

Dans ce chapitre, on a présenté la conception et la réalisation de l'ensemble de circuits électroniques constituant notre appareil, tels que le circuit analogique pour le conditionnement de signal issu du capteur, le schéma de connexion de l'électrovanne et l'électropompe avec le MCU, le schéma d'implantation de l'afficheur LCD et le circuit d'alimentation qui fournit les tensions continues nécessaires aux différents circuits.

Le microcontrôleur assure toutes les fonctions nécessaires au bon fonctionnement du système. Il assure la totalité des commandes et gère les routines d'affichage pour l'écran LCD.

## Conclusion générale

---

Ce travail a pour but le développement et la réalisation d'un tensiomètre électronique. Nous avons présentée une idée générale sur l'anatomie du cœur et ses pressions et les différentes méthodes de mesures dans le but d'expliquer le fonctionnement de l'appareil.

Pour pouvoir juger un tensiomètre à utiliser, il faut tenir compte de la méthode de mesure employée, c'est pour cela on a présenté les différentes méthodes de mesure et parmi ces dernières celle de notre appareil réalisée est la méthode oscillométrique. Il a été nécessaire de faire une recherche sur les différents composants choisis et leurs principales caractéristiques et les procédures de tests avant de passer à l'étape de la conception et la réalisation des circuits électroniques et la programmation du microcontrôleur ATmega238 qui est le cerveau de l'appareil de mesure de la pression artérielle.

Cette réalisation nous a permis d'élargir nos connaissances dans ce domaine d'application et de l'intérêt porté par les utilisateurs. En effet, la facilité d'acquisition des données et de leurs traitements ainsi que leur taille ont été un avantage requis d'utilisation. Nous estimons avoir fourni dans ce mémoire les éléments nécessaires à l'explication du fonctionnement et à la mise en évidence de l'utilité de l'élaboration de notre projet et de la réalisation de notre appareil.

# Bibliographie

## ➤ Site internet :

- 1) <http://www.sop.inria.fr/epidaure/FormerCollaborations/ultrasons3D/anatomie.html>
- 2) <http://www.ikonet.com/fr/ledictionnairevisuel/etre-humain/anatomie/circulation-sanguine/coeur.php>
- 3) <http://www.medecine-et-sante.com/anatomie.html>
- 4) <http://www.omega.fr/prodinfo/Transmetteur-pression.html>
- 5) <http://lessons.julien-drochon.net/bluesmirf-module-bluetooth-pour-arduino/>
- 6) <https://www.aurel32.net/elec/lcd.php>
- 7) <https://www.lextronic.fr/P1581-afficheur-4-x-16-caractres-rtro-clair-bleu.html>
- 8) <http://www.microchip.com/wwwproducts/en/ATmega328>
- 9) <https://www.arduino.cc/en/Tutorial/ArduinoToBreadboard>
- 10) <http://thepolyscope.com/fr/graver-un-bootloader-sur-atmega328p-pu-avec-un-arduino-uno-et-sans-cristal/>
- 11) <http://www.homautomation.org/2014/03/06/running-atmega328-in-a-standalone-mode-without-arduino-shield/>
- 12) <https://www.arduino.cc/>

## ➤ Rapports et mémoires :

- 1) <http://www.chups.jussieu.fr/polys/cardio/anat/cardio.pdf>
- 2) [https://www.banquept.fr/documents/2016/info\\_mod\\_2016\\_pt.pdf](https://www.banquept.fr/documents/2016/info_mod_2016_pt.pdf)
- 3) [http://achaddad.weebly.com/uploads/2/0/6/2/2062368/rapport\\_finale\\_de\\_genie\\_biomedical.pdf](http://achaddad.weebly.com/uploads/2/0/6/2/2062368/rapport_finale_de_genie_biomedical.pdf)

## ➤ Datasheets :

- 1) <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>
- 2) <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa2277-ep.pdf>
- 3) <http://www.nxp.com/docs/en/data-sheet/MPX2050.pdf>
- 4) [http://www.atmel.com/Images/Atmel-42735-8-bit-AVR-Microcontroller-ATmega328-328P\\_Datasheet.pdf](http://www.atmel.com/Images/Atmel-42735-8-bit-AVR-Microcontroller-ATmega328-328P_Datasheet.pdf)



# TABLE DES MATIERES

<b>Introduction générale .....</b>	<b>01</b>
<b>CHAPITRE I : Le Cœur Humain, Pression Et Anomalies</b>	
I.1. Introduction.....	03
I.2. Anatomie et physiologie du cœur .....	03
I.3. La révolution cardiaque .....	06
I.3.1. La systole et diastole ventriculaire .....	08
I.4. Pression Artérielle(PA).....	10
I.4.1. Pression Artérielle Systolique (PAS).....	11
I.4.2. Pression Artérielle Diastolique (PAD) .....	12
I.4.3 Pression Artérielle Différentielle (ou pulsée PP).....	12
I.4.4 Pression Artérielle Moyenne (PAM) .....	12
I.4.4.1 Débit cardiaque (DC) .....	12
I.4.4.2 la Résistance Vasculaire périphérique .....	13
I.5. Fluctuation de la pression artérielle .....	14
I.5.1. Selon la localisation .....	14
I.5.2. Selon le temps .....	14
I.6. Régulation de la pression artérielle.....	15
I.6.1. Système nerveux .....	15
I.6.2. Facteurs neuro-humoraux.....	15
I.7. Hypertension Artérielle .....	16
I.7.1.Définition.....	16
I.7.2. Causes de L'HTA.....	17
I.7.2. 1. Causes Favorisantes .....	17
I.7.3. Les Complications .....	18

I.8.Hypotension Artérielle .....	19
I.8.1. Symptômes.....	19
I.8.2. Étiologies .....	19
Conclusion .....	20

## **CHAPITRE II : Mesure de la Pression Artérielle**

Introduction .....	22
II.1. Les Méthodes de mesure de la PA.....	22
II.1.1. Les Méthodes Indirectes .....	22
II.1.1.1. La Méthode Auscultatoire .....	22
II.1.1.2. La Méthode Oscillométrique .....	24
II.1.1.3. La Méthode de palpation .....	27
II.1.1.4. La Méthode de microphonique .....	27
II.1.1.5. Ultrasons .....	27
II.1.2. Les Méthodes Directes .....	28
II.1.3. Précision des techniques indirectes .....	28
II.2. Endroits de la mesure.....	28
II.3. Moniteurs à N paramètres .....	28
II.3.1. Moniteurs mesurant uniquement la PA .....	29
II.3.2. Moniteurs mesurant la PA et d'autres paramètres .....	29
Conclusion.....	30

## **CHAPITRE III : Choix des Composants et Procédures de Test**

Introduction .....	32
III.1. Bloc diagramme .....	32
III.2.Partie numérique .....	33
III.2.1. Arduino .....	33

III.2.2. Les avantages de la carte Arduino.....	33	
III.2.3. Le principe de fonctionnement d'Arduino .....	34	
III.2.4. La carte Arduino Uno .....	34	
III.2.5. Le microcontrôleur .....	38	
III.2.6 Les principales caractéristiques de l'ATmega328.....	40	
III.2.7. Convertisseur analogique numérique .....		41
III.3. Partie analogique .....	42	
III.3.1. Capteur de pression .....	42	
III.3.2.Principale caractéristique du choix de MPX 2050 DP .....	43	
III.3.3.Amplificateur DC .....	46	
III.3.4.Amplificateur OPA2277 .....	47	
III.3.5. L'afficheur LCD .....	49	
III.3.6 système pneumatique .....	52	
III.3.7. Le brassard .....	53	
Conclusion.....	55	

## **CHAPITRE IV : Circuit électronique et programmation**

Introduction .....	57
IV.1. La Réalisation Matérielle .....	57
IV.1.1. Le Circuit Analogique .....	57
IV.1.1.1. Les Filtrés.....	59
IV.1.1.2. le filtre utilise passe bande .....	60
IV.1.1.3.Stade de couplage AC .....	62
IV.1.2. connections de l'électropompe et l'électrovanne .....	62
IV.1.3. Connexion de l'afficheur LCD avec le MCU .....	63
IV.1 .4. Connexion de l'amplificateur AD620 et OPA 2277 avec le MCU.....	63
IV.1 .5 Typon du circuit électronique .....	64

IV.1 .6 L'alimentation .....	65
IV.2. Conception logicielle .....	69
IV. 2.1.L'environnement de programmation Arduino .....	69
IV.2.1.1. Description de logiciel Arduino .....	70
IV.2.1.2.Description de la barre de menu.....	72
IV.2.1.3.Description de la barre des menus .....	73
IV.2.1.4.Programme Arduino et les étapes de televersement vers la carte .....	73
IV.3.L'organigramme du programme .....	74
IV.3.1.Mesure de la pression systolique .....	75
IV.3.2. Mesure de la pression diastolique .....	76
IV.3.3.Le code.....	77
IV.4. Le montage finale.....	81
IV.5. Test de l'appareil.....	82
Conclusion.....	82
<b>Conclusion générale .....</b>	<b>83</b>

