

Ordre...../F.S.S.A/UAMOB/2020

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE
UNIVERSITE AKLI MOHAND OULHADJ-BOUIRA



Faculté des Sciences et Sciences Appliquées
Département génie électrique

Mémoire de fin d'étude

Présenté par :
OULD AISSA FATIMA ZOHRA
SELLAM MARIA

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

Filière : Génie biomédical.
Option : Instrumentation biomédicale.

Thème :

Conception et réalisation d'un prototype de respirateur artificiel

Devant le jury composé de :

BOUGAROUAT.A	MCA	UAMOB	Président
MOUDACHE.S	MAA	UAMOB	Encadreur
BENZIANE.M	MAA	UAMOB	Examineur

Année Universitaire 2019/2020

Remerciement :

Remerciement :

Avant tout, je remercie DIEU qui a illuminé mon chemin et qui m'armé de donné le courage, la puissance, et la patience pour termine ce modeste travail.

Nous tenons à remercier particulièrement monsieur MODACHE SAID notre encadreur pour nous avoir bien suivi durant notre travail pour le soutien l'aide et les conseils qu'il m'a dispensé pour l'élaboration de cette présente projet, Nos précieux remerciements vont au président et aux membres de jury pour honneur qu'ils nous font en acceptant de juger ce travail. Nos grands remerciements aussi s'adressent à tous les enseignants de Département génie électrique filière « instrumentation biomédicale » qui a contribué à notre parcours.

Nous remercions s'adressent à toutes les personnes qui nous ont aides de prés ou de loin à la réalisation de ce modeste travail.

Nous remercions nos parents de fond de cœur pour nous avoir accompagnés, aidé.

Un grand merci pour toutes les personnes qui ont contribuées de prés ou de loin pour la réalisation de ce mémoire, et surtout monsieur CHATBI HAMIDE.

Dédicace



Je dédie ce modeste travail à la mémoire de mon père qui a tout fait pour mon succès " que le dieu le accueille dans son vaste paradis "

A ma mère,

Pour leur patience, leur amour, leur soutien, leurs encouragements pour réussir. Tout ce que je peux t'offrir ne pourra pas exprimer l'amour que je te porte.

Aucune dédicace ne saurait exprimer mes sentiments, que dieu te préserve et te procure santé et long vie.

A mes chers frères et sœurs NECER, YOUNES, SID ALI, AMINA, SOUMIA, SOUAD et à ma chère amie KARIM, je le dis merci pour tous.

A mes neveux SALSABIL, CHIRAZ, MOUHAMED ISLAM

A mon binôme MARIA

A tous mes Amies et collègues

A tous un grand merci

FATIMA



Dédicace

Je dédie ce travaille a mon père et a ma mère,

Pour leur patience, leur amour, leur soutient, leurs encouragements pour réussir. Tout ce que je peux t'offrir ne pourra pas exprimer l'amour que je te port.

A mon marie **YOUCEF**

Aucune dédicace ne saurait exprimer mes sentiments, que dieu te préserve et te procure santé et long vie.

A mes chers frères et sœur

A mon binôme **FATIMA**

A tous mes Amies et collèges.

.

MARIA



Table des matières

Table des matières

Liste des abréviations

Liste des figures Liste des tableaux

Introduction générale.....1

CHAPITRE I

La respiration artificielle et les respirateurs artificiels

I.1 Introduction..... 3

I.2 Historique 3

I.3 Ventilation artificielle..... 3

I.3.1 Définition 3

I.3.2 Objectifs de la ventilation 3

I.3.3 Indications 4

I.3.4 Les modes ventilatoires 4

I.3.4.1 Modes volumétriques..... 4

I.3.4.1.2 Le volume contrôlé (VC) 7

I.3.4.1.3 le volume assiste à contrôlé (VAC) 8

I.3.4.2. Modes barométriques..... 10

I.4 différences entre mode volumétrique ET mode barométrique 13

I.6 La différence entre mode contrôlé et spontané..... 14

I.7 Modes de ventilation partielle par rapport aux modes contrôlés..... 14

I.8 Les respirateurs artificiels 15

I.8.1 Définition de respirateur artificielle..... 15

I.8.2 Types de ventilateurs..... 15

I.8.2.1 Ventilateur de transport..... 15

I.8.2.2 Le ventilateur de réanimation 16

I.8.2.3 Ventilateur d'anesthésie 16

Table des matières

I.8.3 Principe de fonctionnement	17
I.8.4 Les différents organes constituant un respirateur artificiel	17
I.8.4. 1 Présentation générale	17
I.9 Comment choisir le ventilateur	17
I.10 Le contrôle avant utilisation	18
I.10.1 L'analyse de risque	18
I.10.2 Performances des respirateurs	18
I.10.3 Réglages de base d'un respirateur	18
I.10.4 La surveillance d'un patient ventilé.....	19
I.11. Conclusion	19

CHAPITRE II

Capteur de pression et la mesure de débit, Arduino.

II.1 Introduction :.....	20
II.2 les capteurs.....	20
II.2.1 Généralités et définitions	20
II.2.1.1 Capteur.....	20
II.2.1.3 les différentes familles de capteurs:.....	21
II.2.2 Le principe d'un capteur :.....	23
II .2.1.1 Élément sensible	23
II .2.1.2 Le transducteur	23
II.2.3 Amplification et linéarisation	24
I I.2.4 Caractéristiques d'un capteur : définition métrologique	24
II .2.4 .1 Etendue de la mesure	24
II.2.4.2 Seuil	24
II.2.4.3. Hystérésis.....	24
II.2.4.4 Résolution :	25
II.2.5 Caractéristique d'entrée-sortie d'un capteur	25
II.2.5.1 Sensibilité	25

Table des matières

II.2.5.2 Finesse	25
II.2.5.3 Linéarité.....	25
II.2.5.4 Rapidité :.....	26
II.2.5.5 Temps de réponse	26
II.2 .6 Caractéristiques statistiques d'un capteur	26
II.2.6.1 Fidélité	26
II.2.5.2 Justesse	27
II.2.6.3 Précision	27
II.2.6.4 Incertitude	27
II.3 Différents types des capteurs	27
II.4 Choix du capteur	28
II.5 Les capteurs à pression.....	28
II.5.1 Définition de la pression	28
II.5.2 Les différentes unités de la pression	29
II.5.3 Les Différents types de pressions	29
II.5.3.1 La pression absolue	29
II.5.3.2 La pression atmosphérique (ou barométrique)	29
II.5.3.3 La pression relative :.....	29
II.5.3.4 La pression différentielle :.....	29
II.5.3.5 La pression hydrostatique :.....	30
II.5.3.6 La pression hydrodynamique.....	30
II.5.3.7 La dépression	30
II.6 Définition de la Capteur de pression	30
II.6.1 Les capteurs de pression absolue	30
II.6.2 les capteurs de pression relative.....	31
II.6.3 les capteurs de pression différentielle.....	31
II.7 Le Principe.....	32
II.7.1 Description d'un capteur de pression.....	32
II.7.2 Evolution des principes de détection	32

Table des matières

II.8 La mesure de débit	33
II.8.1 Définition de débit	33
II.8.2 Mesure de débit de gaz	33
II.8.3 Méthode de mesure de débit de gaz :	34
II.8.3.1 débitmètre thermique	34
II .8.3.2 Débitmètre à pression différentielle.....	35
II .8.3.3 Débitmètre à ultrason.....	36
II .8.3.4 Débitmètre Coriolis	37
II.9 Critères de choix de la carte de développement	38
II.10 Présentation de la carte Arduino :.....	38
II.10.1 Historique.....	38
II.10.2 définition de la carte Arduino	38
II.10.3 Description de la carte	39
III.10.4 les différentes gammes de la carte Arduino	40
II .10.5 logiciel.....	41
III.10.5.1 Téléchargement	41
II.10.5.2 Interface du logiciel	41
II.10.5.3 Présentation du logiciel	42
II.10.5.4 Les boutons.....	42
II.10.6 Le langage ARDUINO	43
II.10.7 Les étapes de téléchargement du programme.....	43
II.11 Conclusion.....	44

CHAPITRE III

Conception et réalisation de notre prototype

III.1 Introduction	47
III.2. Description du projet.....	47
III.2.1 Schéma synoptique de la conception.....	47

Table des matières

III.3 description des composants réels pour chaque étage	48
III .3.1 Réservoirs pour l'O2 et l'air	48
III.3.2 Les capteurs	48
III .3.3 Electrovanne Unidirectionnelles	49
III .3.3.1 Caractéristiques	49
III.4 Différentes étapes de la réalisation.....	50
III.5 Principe de fonctionnement	51
III.6 Description du Matériel de réalisation	51
III.6.1 La carte Arduino Méga	52
III.6.1.2 Alimentation de la carte	53
III.6.1.3 Avantages.....	53
III.6.2 Capteurs de pression MPXV2102GP	53
III.6.2.1 Branchement du capteur avec Arduino	54
III.6.3 Electrovanne de 220V	54
III.6.3.1 Types d'électrovannes	55
III.6.4 Relai de quatre canaux	55
III.6.4.1 Comment utiliser le relai	56
III.6.5 Moteur à courant continu (moteur d'essuie-glace).....	56
III.6.5.1 Fonctionnement d'un moteur d'essuie-glace.....	57
III.6.6 Driver moteurs L298N.....	57
III.6.6.1 Utilisation du L298N avec Arduino et un moteur DC.....	58
III.6.7 Un Réservoir d'O2 et l'autre pour l'air	59
III.6.8 Une conception mécanique reliée avec le moteur	59
III.6.9 Des tuyaux de différents diamètres	60
III.6.10 Une plaque d'essai.....	60
III.6.11 Un câble USB.....	61
III.6.12 Le potentiomètre de 10K	61
III.7 Caractéristiques des composants utilisés.....	62
III.8 Partie hardware	63

Table des matières

III.8.1 mode de connexion (partie hard)	63
III.9 Alimentation de système	65
III.10 Réalisation pratique de prototype.....	65
III.11 Partie software	67
III.11.1 Organigramme fonctionnel des capteurs de pression avec les électrovannes.....	68
III.11.2 Organigramme fonctionnel de moteur avec des deux driver	70
III.11.3 Organigramme fonctionnel général	72
III.12 Les obstacles rencontrés.....	73
III.13 Conclusion	73
Conclusion générale et perspective	74

Bibliographie

Résumé

Liste des figures

CHAPITRE I

La respiration artificielle et les respirateurs artificiels

Figure I.1: Les modes ventilations	4
Figure I.2: Capture d'écran d'un ventilateur en mode volumétrique.	5
Figure I.3: Capture d'écran d'un ventilateur en mode VS-PEP.	6
Figure I.4: Capture d'écran d'un ventilateur en mode VS-AI.	7
Figure I.5: capture d'écran de la ventilation en mode VS-PEP/AI.	7
Figure I.6: Capture d'écran d'un ventilateur en mode VC.	8
Figure I.7: Capture d'écran d'un ventilateur en mode VAC.	9
Figure I.8: la différence entre VC et VAC.	10
Figure I.9: Capture d'écran d'un ventilateur en mode barométrique.....	11
Figure I.10: Capture d'écran d'un ventilateur en mode barométrique.	12
Figure I.11: Capture d'écran d'un ventilateur en mode BIPAP.	13
Figure I.12: ventilation de transport.	16
Figure I.13 : Ventilation de réanimation.	16
Figure I.14: Ventilation d'anesthésie.	17
Figure I.15: Exemple de performances des respirateurs.....	19

CHAPITRE II

Capteur de pression et la mesure de débit, Arduino.

Figure II.1: Présentation d'un capteur.	21
Figure II.2: Schéma bloc d'un capteur actif.	23
Figure II.3: Schéma bloc d'un capteur passif.....	24
Figure II.4: Schéma de principe de la structure d'un capteur.	24
Figure II.5 : Effet d'hystérésis	26
Figure II.6: Exemple de linéarisation de caractéristiques.....	27
Figure II.7: Différents types des capteurs	29
Figure II.8: les unités de pression	30
Figure II.9: Exemple sur capteur de pression absolue.	32
Figure II.10: Exemple sur capteur de pression relative	32
Figure II.11: Exemple sur capteur de pression Différentielle.....	33
Figure II.12: Schéma synoptique d'un capteur de pression.....	33
Figure II.13: Appareil de mesure de débit de gaz.....	35
Figure II.14: Fonctionnement d'un capteur de débit thermique.	36

Figure II.15: Fonctionnement d'un capteur de débit à pression différentielle et Les différents organes déprimogène.....	37
Figure II.16: débitmètre ultrasonique.	38
Figure II.17: Fonctionnement d'un capteur de débit à effet Coriolis.	39
Figure II.18: La carte Arduino UNO	40
Figure II.19: La famille ARDUINO (une petite sélection).....	42
Figure II.20: L'icone de logiciel ARDUINO.	43
Figure II.21: Fenêtre de logiciel ARDUINO.	43
Figure II. 22: Présentation des parties principales de la carte ARDUINO.....	44
Figure II.23: Présentation des boutons	44
Figure II.24: téléchargement de programme.....	46

CHAPITRE III

Conception et réalisation de notre prototype

Figure III. 1: Schéma synoptique de notre prototype.	47
Figure III. 2: Bouteilles d'oxygène comprimé.....	48
Figure III.3: Débitmètre intégré à bouteille d'O2.....	49
Figure III.4: Fonctionnement des électrovannes utilisées.	50
Figure III.5: Les différents raccords.....	50
Figure III.6:Boitier de l'Arduino méga 2560	52
Figure III.7:Capteur de pression MPXV2102GP.	54
Figure III.8: Electrovanne de 220V.....	55
Figure III.9: Brochage de l'interrupteur de relai.....	55
Figure III.10: Relai de quatre canaux.....	55
Figure III.11:Le moteur d'essuie glace de 12V.	57
Figure III.12 : Driver moteur L298N.	58
Figure III.13 : Module driver L298N.	58
Figure III.14 : Des ballons à gonfler.	59
Figure III.15:Conception mécanique utilisée.	59
Figure III.16: Des tuyaux de différent diamètre	60
Figure III.17:une plaque d'essai.....	60
Figure III.18:les straps.....	61
Figure III.19 : Câble USB.	61
Figure III.20:potentiomètre de 10K.....	62
Figure III.21 : schéma de câblage des électrovannes et capteur de pression.....	64
Figure III.22 : Schéma de câblage moteur avec des deux driver l298N.....	65
Figure III.23: le câblage réel de première partie.	66

Listes des figures

Figure III.24 : le câblage réel de la deuxième partie (stimulation des poumons).....	67
Figure III.25:le câblage réel de la dernière partie (contraction des poumons).	67

Liste des tables

CHAPITRE I

La respiration artificielle et les respirateurs artificiels

Tableau I.1: Différences fondamentales entre mode volumétrique et mode barométrique....14

Tableau I.2 : différences entre un mode en volume et un mode en pression.....14

CHAPITRE III

Conception et réalisation de notre prototype

Tableau III.1: Caractéristiques des composants de réalisation.....63

Liste des abréviations

A : air Alvéolaire.

AI : Aide Inspiratoire (mbar ou cmH₂O)

CPT : Capacité Pulmonaire Totale.

CRF: Capacité Résiduelle Fonctionnelle.

CV : Capacité Vitale.

E : air Expire.

f : Fréquence respiratoire.

F : Fraction dans un mélange gazeux ; s'exprime en %.

FiO₂: Fraction inspirée d'Oxygène (%).

I : air Inspire.

P : Pression partielle d'un gaz.

PA : Pression Alvéolaire.

PB : Pression Barométrique.

PACI : La Pression Assistée Contrôlée Intermittente

PEP: Pression Expiratoire Positive (mbar).

BIPAP : La Ventilation en Pression Positive Bi phasique.

VA : Volume courant Alvéolaire.

VA/Q: rapport Ventilation Alvéolaire sur perfusion.

VAC: Ventilation Assistée Contrôlée.

VC: Ventilation Contrôlée.

VE : Volume Expire.

VEMS : Volume Expiré Maximal Seconde.

VI : Volume Inspire.

VR : Volume Résiduel.

VRE : Volume de Réserve Expiratoire.

VRI : Volume de Réserve Inspiratoire.

VS: Ventilation Spontanée.

VSAI: Ventilation Spontanée avec Aide Inspiratoire.

VT: Volume courant (T : tidal) (ml).

DDP : différences de Potentiel.

IVREA : Interaction Design Institute en Italie.

Liste des abréviations

EEPROM : Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory

RAM : Random Access Memory

IDE : L'environnement de Développement intégré

USB : Universal Serial Bus.

AC : courant alternatif.

TTL : Time To LIVE.

3D : Trois Dimensions.

Introduction générale

Introduction générale

En général, pendant le processus de respiration, de l'oxygène pénètre dans nos poumons et le dioxyde de carbone en sort, mais en cas d'infection par le nouveau virus Corona, le virus peut provoquer une accumulation de liquide dans les poumons, entraînant des difficultés respiratoires. Voici la nécessité d'utiliser un ventilateur pour pomper de l'oxygène dans les poumons. [1]

Ce prototype de respiration artificiel peut être ajusté en fonction du nombre de respirations par minute, en fonction de l'état de santé du patient.

Il est à noter que le ventilateur ne traite pas le virus corona émergent ou toute autre maladie, mais il aide à survivre jusqu'à ce que les poumons se rétablissent et rétablissent leur capacité à fonctionner à nouveau. [1].

Malheureusement, avec l'augmentation du nombre de cas de coronavirus dans le monde, certains centres médicaux ont commencé à souffrir d'une pénurie de ventilateurs, ce qui place les médecins, les infirmiers et les patients dans un problème critique.

Le manque de ventilateurs peut mettre en danger la vie de nombreuses personnes infectées par le virus corona émergent, d'où l'importance de rester à la maison et suivre les procédures recommandées par les autorités de tous les pays. [1]

Le principe de fonctionnement de tout respirateur est la pressurisation du gaz. Elle est obtenue soit par la pression des gaz muraux qui est au préalable détendue soit par une turbine soit par le mouvement d'un piston coulissant dans une enceinte. Il est important de connaître le mode de fonctionnement du respirateur qui conditionne beaucoup son utilisation :

- ✓ Les turbines sont utilisées pour les respirateurs de transport qui délivrent de l'air ambiant enrichi en oxygène.
- ✓ Les pistons sont activés par un moteur électrique. Les gaz insufflés sont fournis par le mélangeur en réanimation ou partiellement par les gaz expirés en anesthésie [1].

Introduction générale

L'objectif de notre projet est la conception et réalisation d'un prototype de respiration artificielle, nous allons présenter la démarche que nous avons suivie en indiquant le contenu des différentes parties qui constituent ce manuscrit.

Le premier chapitre consistera à faire une présentation générale de la respiration artificielle et les respirateurs artificiels.

Dans le deuxième chapitre nous allons faire une étude générale et détaillée sur les capteurs de pressions, puis une étude générale sur la mesure de débit.

Ensuite dans le troisième chapitre nous allons décrire notre conception, citer le matériel et logiciel à utiliser, puis donner les étapes de réalisation de notre respirateur artificiel.

On termine notre mémoire par une conclusion générale ainsi que des suggestions et des perspectives.

Chapitre I

I.1 Introduction

La ventilation artificielle est le principal traitement de l'insuffisance respiratoire aiguë. Ses fonctions et ses effets constituent un domaine de recherche appliqué très actif et correspond à l'une des applications les plus abondantes de la physiologie respiratoire « classique ».

Dans ce chapitre nous allons décrire la ventilation artificielle, ses modes d'utilisation et le principe de fonctionnement des respirateurs artificiels, et les principales caractéristiques des différents types de respirateurs.

I.2 Historique

En 1876, le Spirophore d'Eugène Woilleza devient le premier ventilateur par des changements de pression externes. Le Pulmotor d'Henri Dräger (1906) est l'ancêtre du ventilateur à pression d'air et du mode de pression pré réglé. Le poumon d'acier de Drinker-Shaw (1928) a été soumis à une ventilation mécanique à long terme pour la première fois pendant l'épidémie de polio.X. Depuis 1980, la valve proportionnelle est utilisée dans le mode de pression pré réglée, ce qui est excellent pour obtenir une excellente synchronisation entre l'intensité inspiratoire du patient et l'insufflation. Avec l'introduction des microprocesseurs, le mode de pression pré réglé a doublé, mais l'aide à l'inhalation reste le mode le plus largement utilisé [2].

I.3 Ventilation artificielle

I.3.1 Définition

La ventilation mécanique (ou artificielle) est conçue pour remplacer complètement ou partiellement une ventilation insuffisante ou inefficace.

La ventilation artificielle est un ensemble de techniques qui peuvent aider totalement ou partiellement les activités respiratoires du patient en utilisant un ventilateur [3].

I.3.2 Objectifs de la ventilation

- Assurer une oxygénation satisfaisante.
- Assurer une élimination suffisante du dioxyde de carbone et un pH acceptable.
- Réduisez le travail des muscles respiratoires (évités la fatigue).
- Protection des voies aériennes [4].

I.3.3 Indications

- Arrêt respiratoire.
- Détresse respiratoire (hypoxémique).
- Choc.
- Protection des voies aériennes: GCS < 8, trauma facial.
- Nécessité d'une analgésie majeure (anesthésie générale)[4].

I.3.4 Les modes ventilatoires

Ces modes de ventilation plus simples peuvent fournir une ventilation aux patients dans la plupart des situations cliniques[5].

Il existe plusieurs modes ventilatoires qu'on peut résumer par:

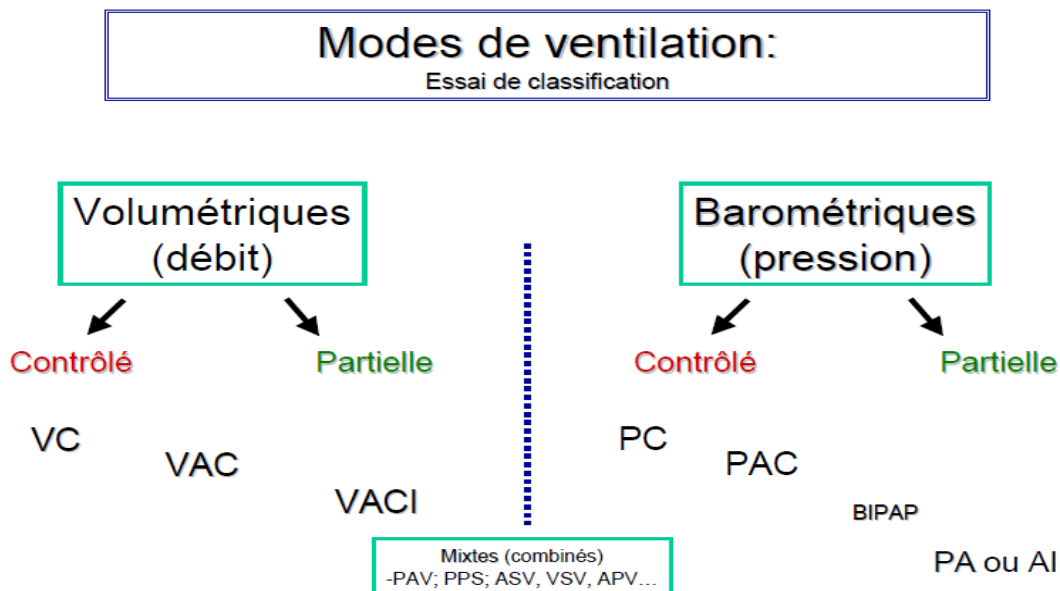


Figure I.1: Les modes ventilatoires.[6]

I.3.4.1 Modes volumétriques

Le mode volumétrique est le premier mode et le plus largement utilisé car pendant longtemps, ce sont les seuls modes disponibles sur le ventilateur[7].

Le principal avantage du mode volumétrique est qu'il peut garantir la ventilation minute et / ou le volume courant requis, mais le principal inconvénient est le manque de contrôle de la pression dans les voies respiratoires, ce qui expose au risque de barotraumatisme. Pour les patients spontanément ventilés, en mode volume, le réglage d'un débit suffisant (généralement > 0 L / min) est essentiel pour réduire la dyspnée et la respiration.

Chapitre I: La respiration artificielle et les respirateurs artificiels.

En mode volume, le ventilateur est réglé pour délivrer un volume courant (VT) pendant une durée définie (T_i : temps inspiratoire), et selon un débit fixe défini (apparaissant Carré) une fréquence respiratoire (RF) donnée ou un rectangle sur la courbe de débit en fonction du temps[8].

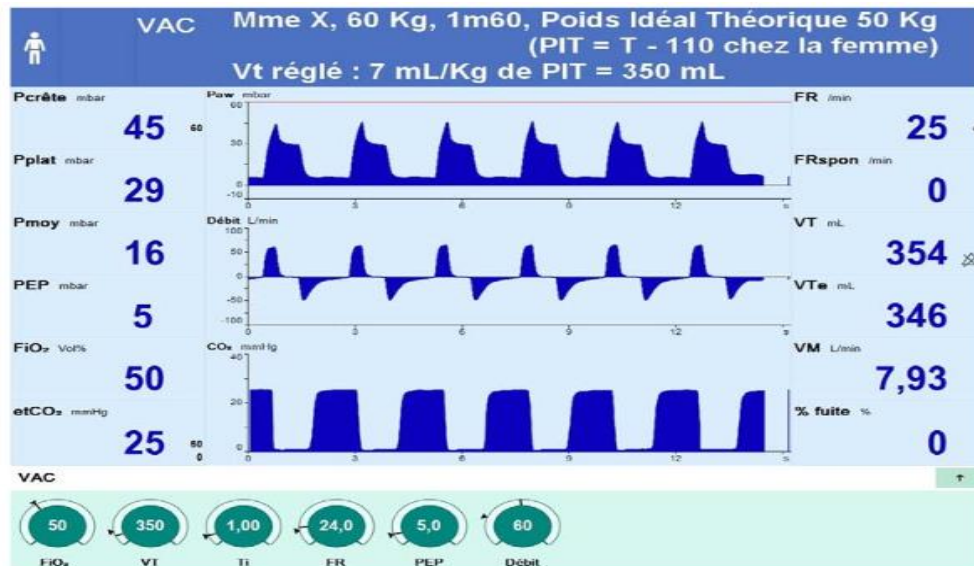


Figure I.2: Capture d'écran d'un ventilateur en mode volumétrique.

I.3.4.1.1 Ventilation spontanée (VS)

Pendant la ventilation spontanée (SV), la pression dans les poumons devient négative pendant l'inhalation, puis devient positive pendant l'expiration.

Pendant la ventilation artificielle, la pression reste positive quelle que soit la phase d'inspiration ou d'expiration: la pression moyenne est donc plus élevée[9].

I.3.4.1.1.1. Ventilation spontanée à pression positive (VS-PEP ou PAP)

La PEP est la pression dans les poumons à la fin de l'expiration. Pour les patients souffrant d'hypoxémie, il aide à garder les poumons ouverts et à améliorer l'oxygénation.

- La PEP des patients les plus sévères (unité de soins intensifs) peut atteindre 15 cm H₂O.
- La plupart des patients ont entre 5 et 10 cm H₂O [9].

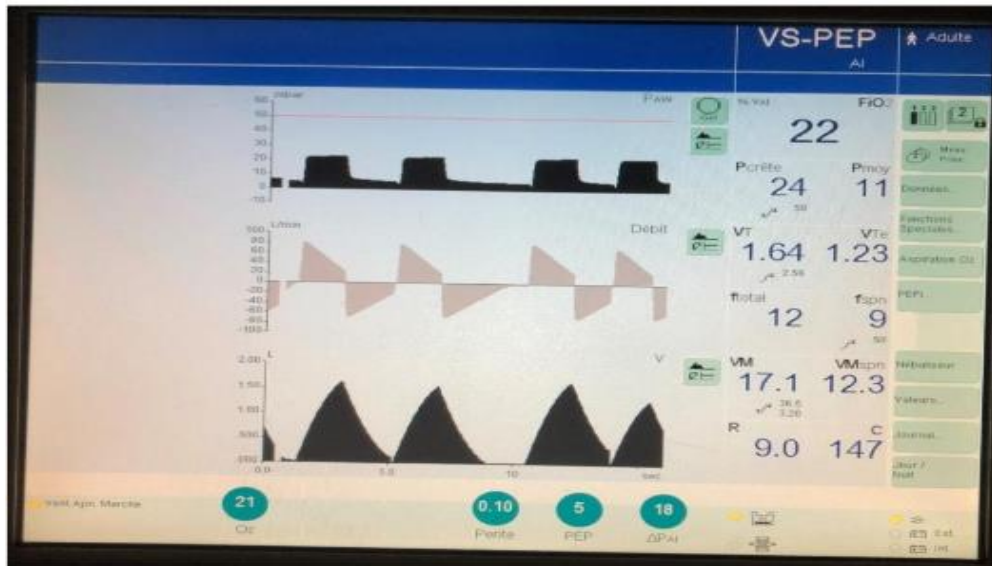


Figure I.3: Capture d'écran d'un ventilateur en mode VS-PEP.

I.3.4.1.1.2 Ventilation spontanée à aide inspiration (VS-AI)

Aide Inspiratoire (AI) =le mode qui a révolutionné la ventilation.

AI (ou anglo-saxon Pressure Support Ventilation PSV) est un mode barométrique intéressant, ce qui en fait le mode de retrait de la ventilation mécanique le plus courant en réanimation: c'est le seul mode de routine que le patient lui a imposé Le temps inspiratoire (via le déclencheur d'expiration)[10].

La ventilation spontanée et l'assistance inspiratoire (SV-AI) sont une combinaison de ventilation spontanée (SV) et d'assistance de pression (AI). Il s'agit d'un support de pression pour la ventilation spontanée du patient. Lorsque le respirateur reconnaît que le patient commence à inspirer, la machine lance un cycle respiratoire.

La reconnaissance de l'effort inspiratoire du patient par la gâchette déclenche l'insufflation d'une pression prédéfinie, qui s'arrête à la fin de l'effort.

Parce que le patient peut contrôler entièrement sa propre ventilation, il ne peut pas contrôler la fréquence respiratoire, le temps inspiratoire et le volume courant. Par conséquent, il doit être surveillé [1].

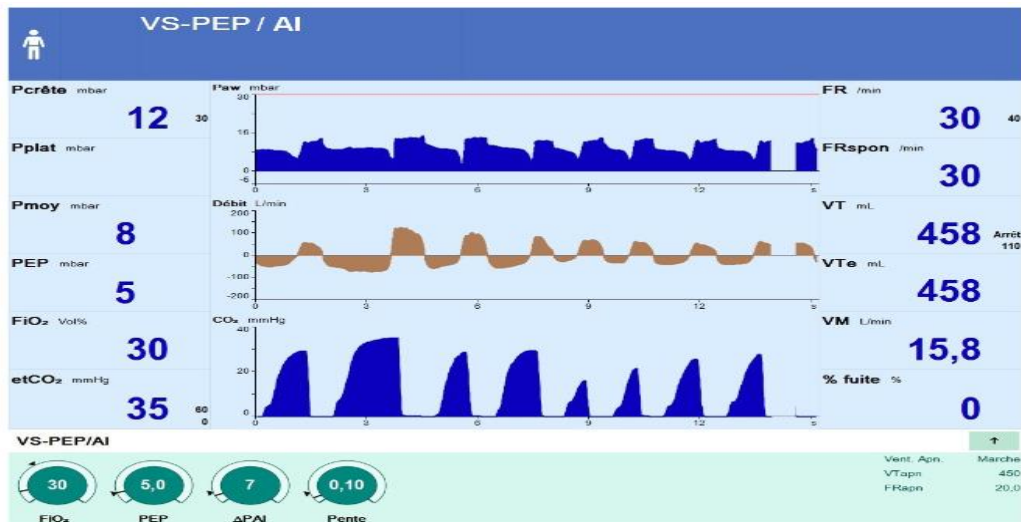


Figure I.4: Capture d'écran d'un ventilateur en mode VS-AI.

I.3.4.1.1.3 Ventilation spontanée à aide inspiration et a pression (VS-AI-PEP)

L'assistance positive des voies aériennes et la ventilation spontanée à pression (VS-AI-PEP) sont une combinaison de ventilation spontanée (SV), d'assistance de pression (AI) et de pression expiratoire positive (PEP).

Il s'agit d'une ventilation spontanée avec assistance expiratoire (VS-AI) et pression expiratoire positive (PEP)[12].

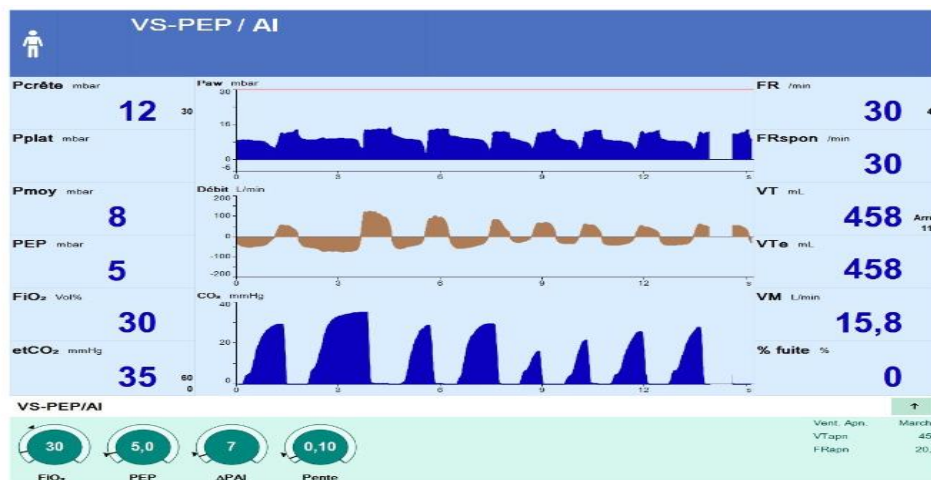


Figure I.5: capteur d'écran de la ventilation en mode VS-PEP/AI.

I.3.4.1.2 Le volume contrôlé (VC)

Sous le volume de contrôle, le volume courant (Vt) est prioritaire, ce qui correspond à la consigne de base: c'est le premier paramètre à régler. Par conséquent, pour déterminer les Vt que le patient recevra (en raison de sa valeur imposée), il faut donc surveiller de près ce qu'ils sont, car ils ne sont pas contrôlés, ce sont donc les pressions à réaliser[13].

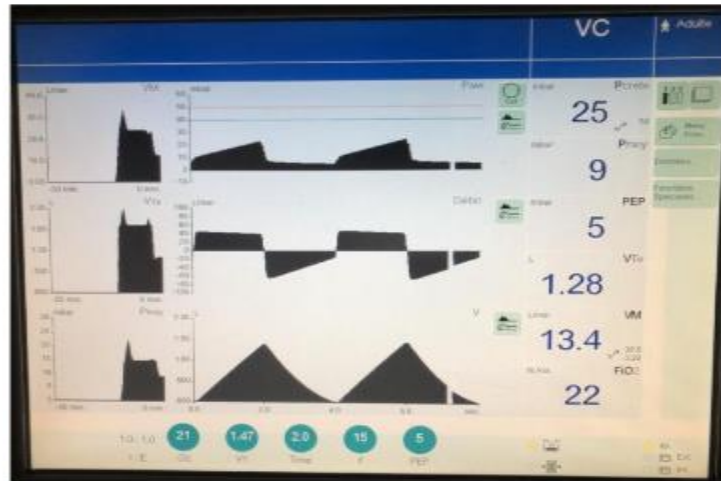


Figure I.6: Capture d'écran d'un ventilateur en mode VC.

I.3.4.1.3 levolume assiste à contrôlé (VAC)

La ventilation assistée contrôlée est une ventilation contrôlée (VC) avec des déclencheurs supplémentaires (ajouté un trigger):

$$VC + Trigger = VAC$$

Le trigger est un dispositif qui peut détecter l'appel d'inspiration spontanée du patient, qui équivaut au seuil de déclenchement. Si le patient en inspirant spontanément, un autre cycle de ventilation sera déclenché. Le seuil peut être réglé sur mbar (trigger de pression) ou L / min (trigger de débit).

- Participation partielle de patients: Selon l'appel d'inspiration du patient, la fréquence peut augmenter.
- La pression causée par le volume courant peut changer et ne peut pas être contrôlée, elle doit donc être surveillée [13].

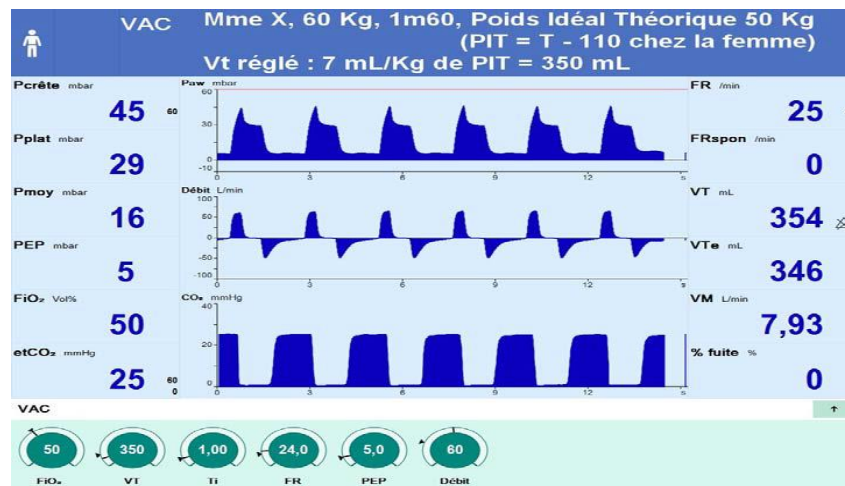


Figure I.7: Capture d'écran d'un ventilateur en mode VAC.

I.3.4.1. 3.1 le volume assisté à contrôlé intermittent (VACI)

La ventilation en volume assisté contrôlé intermittente (VACI) se réfère au soufflage d'un volume courant prédéfini à une vitesse prescrite (VC). Le patient peut insérer un cycle spontané (VS) entre la circulation forcée du ventilateur. Le ventilateur synchronisera son cycle mécanique avec la ventilation spontanée du patient. Si la respiration s'arrête ou si l'inspiration est insuffisante, le ventilateur lancera un cycle contrôlé pour assurer une ventilation minimale.

- Participation partielle du patient: Le patient peut prendre autant de cycles spontanés que d'appels inspiratoires. Ce taux peut augmenter, en fonction du nombre d'inspirations par le patient.
- La pression causée par le volume courant peut changer et ne peut pas être contrôlée, elle doit donc être surveillée [11].

I.3.4. 1.3.2le volume assisté à contrôlé à aide inspiration (VACI-AI)

La ventilation assistée contrôlée intermittente inspiratoire (SIMV) fait référence à l'insufflation d'un volume courant pré réglé à une fréquence prescrite (CV) pour permettre au patient d'effectuer une assistance de pression maximale en cycle spontané assisté par pression (SV) entre les cycles forcés du ventilateur. (AI). Le ventilateur synchronisera son cycle mécanique avec la ventilation spontanée du patient.

Si la respiration s'arrête ou si l'inspiration est insuffisante, le ventilateur lancera un cycle contrôlé pour assurer une ventilation minimale.

Chapitre I: La respiration artificielle et les respirateurs artificiels.

- Participation des patients: les patients peuvent prendre autant de cycles spontanés que d'appels inspiratoires. Ce taux peut augmenter, en fonction du nombre d'inhalations par le patient.
- La pression causée par le volume courant peut changer et ne peut pas être contrôlée, elle doit donc être surveillée [9].

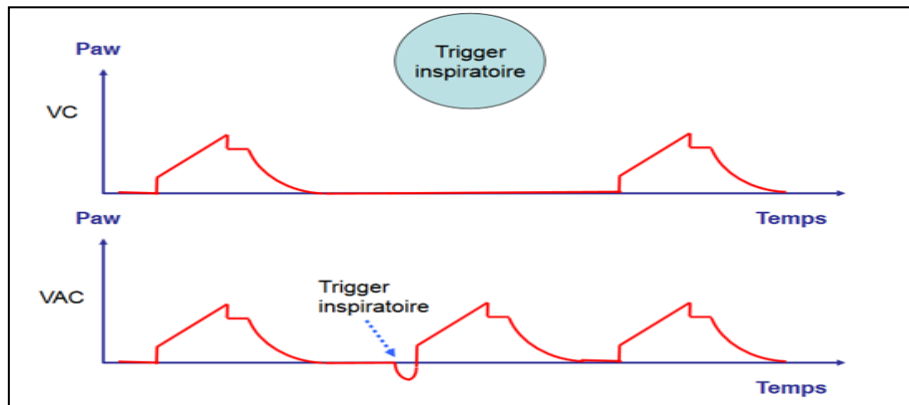


Figure I.8: la différence entre VC et VAC.

I.3.4.2. Modes barométriques

En mode pression atmosphérique, le paramètre ajusté est la pression de soufflage (P_{insp}) des voies aériennes dans le temps défini (T_i).

Le principal avantage du mode pression est d'assurer la limiter de pression, évitant ainsi le risque de barotraumatisme, mais le principal inconvénient est que le volume courant et le volume de la brise ne peuvent être contrôlés lorsque les propriétés mécaniques changent. Système respiratoire (atélectasie, congestion bronchique, blocage de la sonde, etc.).

Contrairement au mode de régler le volume, le débit atteint la valeur maximale depuis le début puis décélère en mode de Réglages de la pression. Cet aspect a l'avantage potentiel du mode de pression d'air. [10]

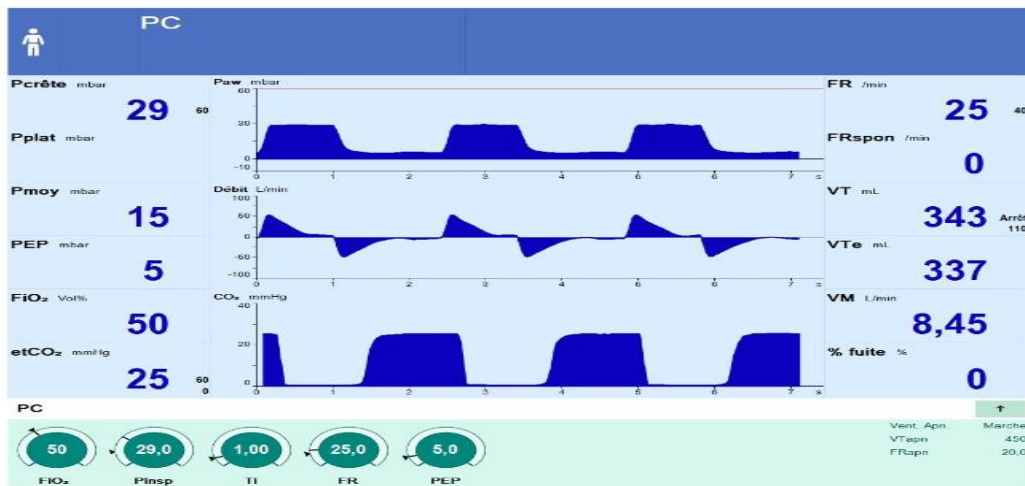


Figure I.9: Capture d'écran d'un ventilateur en mode barométrique.

I.3.4.2. 1. Le volume contrôlé à régulation de pression (VCRP)

Comme pour la ventilation à volume contrôlé, le clinicien peut définir la valeur V_t souhaitée. Par exemple, dans le mode de contrôle de la pression, le ventilateur utilise un débit de décélération pour fournir V_t , mais il change avec les changements de conformité et de résistance.

Une augmentation de la résistance ou une diminution de la compliance augmentera la pression de soufflage comme en mode contrôle de volume.

Les dénominations de ce mode sont variées:

- Auto Flow.
- PCVG (pression contrôlée à volume garanti).
- VCRP (Volume Contrôlé à Régulation de Pression)[9].

I.3.4.2. 2 La pression contrôlée (PC)

Soufflez dans une ventilation à pression contrôlée (PC) à une fréquence donnée, de la pression prééglée jusqu'à ce que les voies respiratoires atteignent une pression fixe, et maintenez le niveau de pression jusqu'à la fin de la respiration.

- Aucune participation du patient: quelle que soit l'activité respiratoire du patient, le ventilateur effectue toutes les tâches respiratoires.
- Le volume créé par la différence de pression peut changer et ne peut pas être contrôlé, il doit donc être surveillé [6].

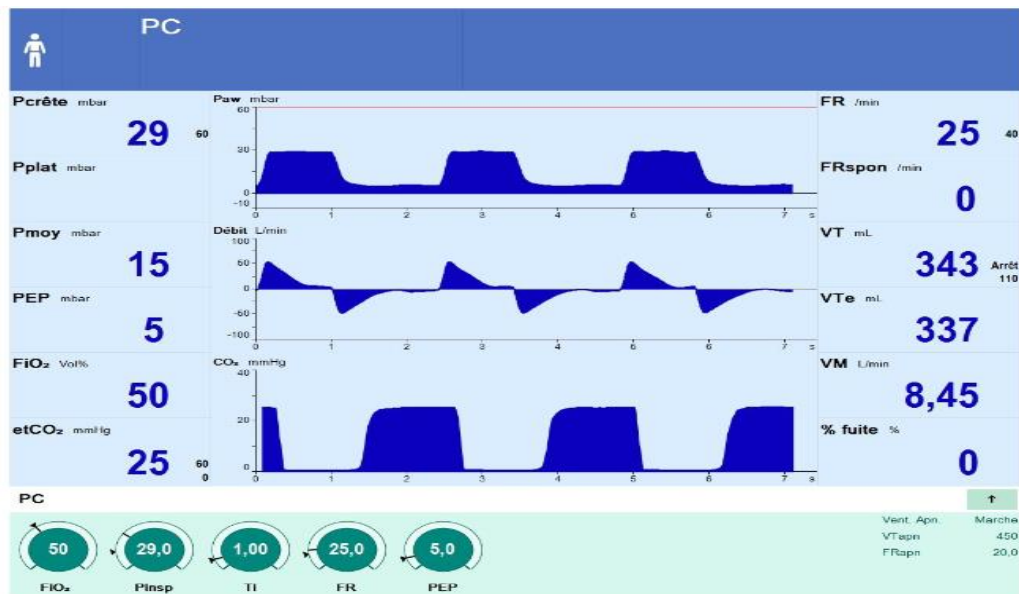


Figure I.10: Capture d'écran d'un ventilateur en mode barométrique.

I.3.4. 2.3 La pression assistée contrôlée (PAC)

La ventilation assistée par pression contrôlée (PAC) est calculée en fonction du ventilateur (VC). Selon l'insufflation de pression ajustée par le volume requis, il est possible pour le patient de déclencher le même cycle respiratoire de durée limitée de la manière suivante: le ventilateur.

- Participation de certains patients: Selon l'appel inspiration du patient, le coût peut augmenter.
- Le volume créé par la différence de pression peut changer et ne peut pas être contrôlé, il doit donc être surveillé [9].

I.3.4.2.3.1. La pression assistée contrôlée intermittente (PACI)

La ventilation assistée par pression contrôlée intermittente (PACI) est une insufflation à un taux prédéterminé (CP) et une pression synchronisée avec l'inspiration du patient.

Il est possible pour le patient d'insérer une circulation spontanée (SV) entre la circulation forcée du ventilateur.

- Participation des patients: les patients peuvent prendre autant de cycles spontanés que d'appels inspiratoires. Ce taux peut augmenter, en fonction du nombre d'inspiration par le patient.
- Le volume créé par la différence de pression peut changer et ne peut pas être contrôlé, il doit donc être surveillé [9].

Chapitre I: La respiration artificielle et les respirateurs artificiels.

I.3.4.2.4 La ventilation en pression positive bi phasique (BIPAP)

La ventilation à pression positive bi phasique assistée par pression (BIPAP-VACI ou BIPAP-AI) utilise une assistance de pression (AI) et une pression expiratoire positive (PEP), qui change avec le changement de pression positive: la pression change en alternance et est à deux pressions Niveau: bi phasique.

- Même pendant le cycle de la machine, le patient peut ventiler spontanément.
- En l'absence de ventilation spontanée du patient, les réglages du ventilateur correspondent à la ventilation régulée par pression régulière.

Grâce aux déclencheurs d'inspiration et d'expiration, les changements de pression et les cycles spontanés (le cas échéant) (effort d'inspiration et début d'expiration) sont synchronisés[9].



Figure I.11: Capture d'écran d'un ventilateur en mode BIPAP.

I.4 différences entre mode volumétrique et mode barométrique [11]

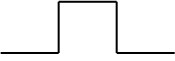

Paramètres ventilatoire	Mode volumétrique (VC, VAC...)	Mode barométrique (PC, PAC, VS-AI...)
Volume courant(VT)	Fixe (assuré)	Variable
Pression des voies aériennes	Variable	Fixe (assuré)
Débit	Carrée (constant) 	Décélérant 
Alarmes à surveiller	Pression maximale pression moyenne pression de plateau	Volume courant Ventilation par minute et CO ₂

Tableau I.1: Différences fondamentales entre mode volumétrique et mode barométrique.

I.5 les différences entre un mode en volume et un mode en pression

L'assurance que la pression réglée ne sera pas dépassée:

- Un plus grand confort.
- Un travail respiratoire moindre.
- Une plus grande efficacité en termes d'échanges gazeux.
- Une amélioration de la mécanique respiratoire [6].

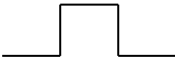
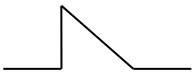
Paramètres ventilatoire	Volume contrôlé	Pression contrôlé
Volume courant(VT)	Fixe (assuré)	Variable
Pression des voies aériennes	Variable	Fixe (contrôlée=sécurité)
Débit	Carrée (constant) 	Décélérant 
Alarmes à surveiller	Pression maximale pression moyenne pression de plateau	Volume courant(VT) Ventilation par minute (VE) et CO ₂

Tableau I.2: différences entre un mode en volume et un mode en pression.

I.6 La différence entre mode contrôlé et spontané

En mode spontané, le trigger d'inspiration est toujours réglé et la fréquence respiratoire ou le temps inspiratoire n'est jamais réglé. En mode contrôlé, il est toujours nécessaire de régler le temps d'inspiration et la fréquence respiratoire. Il n'y aura jamais de trigger d'inspiration. En mode semi-contrôle, vous pouvez régler le trigger inspiratoire, ainsi que le temps inspiratoire et la fréquence respiratoire en même temps [6].

I.7 Modes de ventilation partielle par rapport aux modes contrôlés

- Améliorer la synchronisation entre le patient et son ventilateur.
 - S'adapter au rythme de la ventilation naturelle du patient.
 - S'adapter aux besoins du patient.
 - tenir compte de l'effort spontané du patient
- Améliorer le confort du patient
- Diminuer la sédation nécessaire pour la ventilation mécanique.
- Diminuer la durée de la ventilation mécanique.
- Permettre une extubation plus rapide [6].

I.8 Les respirateurs artificiels

I.8.1 Définition de respirateur artificielle

Un respirateur artificiel est un dispositif médical qui aide les patients présentant des troubles respiratoires à mieux respirer. "C'est une machine qui permet de souffler artificiellement de l'air pour apporter d'une part de l'oxygène, et pour épurer d'autre part le dioxyde de carbone. Il remplace donc l'effet mécanique de la respiration : inspirer, expirer"[13].

I.8.2 Types de ventilateurs

I.8.2.1 Ventilateur de transport

Le ventilateur de transport de gaz comprimé est également équipé d'un moteur électrique, qui peut fournir de l'énergie au moniteur de contrôle (débit de gaz, oxygène, fréquence respiratoire, etc.).

Peut être de deux types principaux:

Chapitre I: La respiration artificielle et les respirateurs artificiels.

- Ventilateur de transport électrique: il fonctionne à l'électricité et dispose d'un nombre suffisant de batteries rechargeables pendant le transport.
- Ventilateur pneumatique: l'alimentation en air du patient est assurée par l'action du gaz comprimé, qui est emballé dans le flacon qui transporte le ventilateur[12].



Figure I.12: ventilation de transport.

I.8.2.2 Le ventilateur de réanimation

Le ventilateur de réanimation est une partie importante de l'unité de soins intensifs. Ils permettent une ventilation artificielle avec un volume ou une pression contrôlés[12].



Figure I.13 : Ventilation de réanimation.

I.8.2.3 Ventilateur d'anesthésie

Le ventilateur installé sur la machine d'anesthésie peut réaliser une ventilation automatique ou mécanique, possède des caractéristiques précises et libère les mains de l'utilisateur. Il fournit une ventilation régulière et est populaire en chirurgie abdominale et thoracique. Il permet d'adapter la ventilation à un patient donné, évitant ainsi une pression excessive ou insuffisante de gaz et / ou des voies respiratoires.

Le ventilateur d'anesthésie est un appareil simple et robuste en principe, facile à régler, entretenir, nettoyer et désinfecter. Il permet une ventilation automatique, manuelle et spontanée.[10]



Figure I.14: Ventilation d'anesthésie.

I.8.3 Principe de fonctionnement

Les respirateurs sont des éléments indispensables des services médicaux. Ils permettent une ventilation artificielle à un volume ou une pression contrôlés. Dans le cas du contrôle du volume, l'effet secondaire de la ventilation artificielle est le barotraumatisme, et dans le cas du contrôle de la pression, l'effet secondaire de la blessure artificielle est le traumatisme de l'air.

La ventilation peut s'effectuer selon un mode invasif ou non invasif pour traiter les patients en situation critique, le plus souvent défaillance respiratoire, hémodynamique ou neurologique aiguë. L'évolution des respirateurs a permis des meilleures performances en termes d'ergonomie, de monitoring et d'apparition de nouvelles fonctions, comme la mesure de la capacité résiduelle fonctionnelle, la mesure du travail respiratoire et la réalisation de courbes pression-volume. Ainsi, les progrès technologiques récents ont permis une adaptation au plus près de la physiopathologie du malade avec des résultats convaincants en termes de morbidité et de confort [11].

I.8.4 Les différents organes constituant un respirateur artificiel

I.8.4.1 Présentation générale

Les appareils de ventilation automatique des poumons, quels qu'en soient les principales, les performances, peuvent être décrits selon un schéma commun. On peut considérer qu'un respirateur comporte quatre éléments de base:

- Un générateur de gaz.
- Un circuit patient composé d'une branche d'insufflation amenant les gaz frais au poumon et une branche expiratoire évacuant les gaz expirés.
- Une vanne expiratoire ne s'ouvrant que pendant le temps expiratoire.
- Un système de commande maître d'œuvre du respirateur qui contrôle le générateur de gaz et la vanne expiratoire [9].

Chapitre I: La respiration artificielle et les respirateurs artificiels.

Le circuit patient et la vanne expiratoire ont peu d'influence sur les performances du respirateur, celles-ci dépendent de l'association entre le générateur de gaz et le système de commande.

I.9 Comment choisir le ventilateur

Afin de choisir un ventilateur, plusieurs paramètres doivent être pris en compte:

- La pathologie du malade.
- Les caractères physiopathologiques de son atteinte.
- La nécessité en nombre d'heures de ventilation du malade.
- mais aussi bien évidemment le confort et quelques autres paramètres [14].

I.10 Le contrôle avant utilisation

I.10.1 L'analyse de risque

Quelque soit la fonction (alimentation en gaz médicaux, en électricité, panne de respirateur ou de moniteur, des solutions de secours sont envisagées puis mises en œuvre en fonction du contexte médical et architectural. L'analyse de risque est une méthode simple et adaptée pour résoudre ce type de problème [15].

I.10.2 Performances des respirateurs

Les performances techniques des respirateurs d'anesthésie, de transport ou de réanimation sont excellentes, des tests comparatifs indépendants des constructeurs ont montré de petites différences, probablement sans conséquences cliniques [16].

Les dispositifs médicaux sont regroupés en 4 classes en fonction de leur degré de risque pour la santé humaine: classe I, IIa, IIB et III (généralement DM implantables ou invasifs). Les ventilateurs appartiennent à la classe IIB [17].

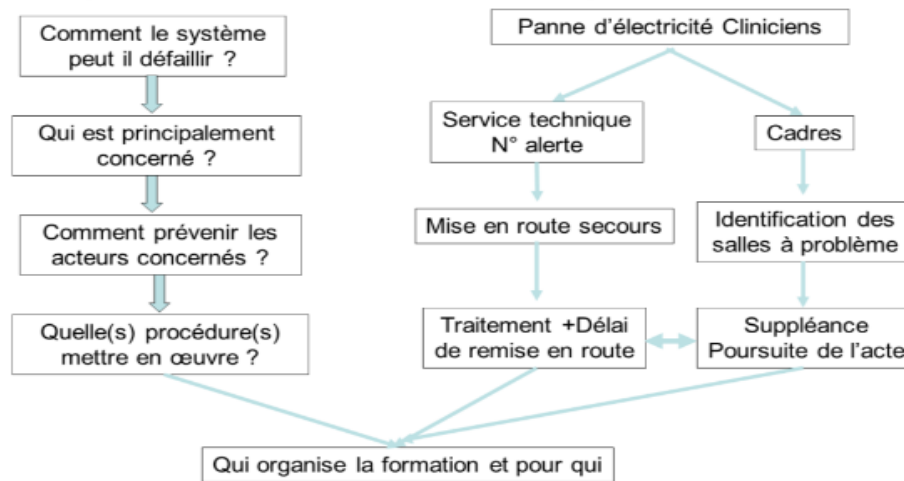


Figure I.15: Exemple de performances des respirateurs.

I.10.3 Réglages de base d'un respirateur

- Le mode respiratoire.
- Le volume ou la pression.
- La fréquence respiratoire.
- Le rapport I/E.
- La FiO₂.
- La PEEP[18].

I.10.4 La surveillance d'un patient ventilé

Tout patient intubé et ventilé doit bénéficier d'une surveillance rapprochée, de soins et de traitements continus. Le malade peut être dans un état instable et nécessiter une attention permanente de l'équipe soignante

- Les alarmes (en fonction du mode ventilateur choisi).
- La SpO₂.
- Les paramètres hémodynamiques.
- Le niveau de sédation ET d'analgésie.
- La capnogramme.
- Les paramètres respiratoires :
 - Pressions crête, plateau, fin d'expiration.
 - Volumes inspirés et expirés.
 - Fréquence respiratoire, synchronisation patient-respirateur.

Chapitre I: La respiration artificielle et les respirateurs artificiels.

–Courbes de pression, de débit et de volume, boucles pression-volume, débit-volume.

- Les triggers inspiratoires (et expiratoires).[19]

I.11.Conclusion

Dans la première partie on a présenté des notions générales sur les modes de ventilations qu'il faut contrôler pendant le déroulement de la respiration artificielle.

Et dans la deuxième partie on a présenté les différents modèles conçus pour la fonction respiratoire. Le fonctionnement des respirateurs artificiels sont assurés à base des circuits numériques.

Chapitre II

II.1 Introduction

Dans de nombreux domaines (industrie, recherche scientifique, services, loisirs ...), on a besoin de contrôler de nombreux paramètres physiques (température, force, position, vitesse, luminosité, pression ...). Le capteur est l'élément indispensable à la mesure de ces grandeurs physiques.

Ce chapitre présente une étude détaillée sur les capteurs de pressions, puis une étude générale sur la mesure de débit et nous mettrons en place sous forme simple les connaissances fondamentales sur la carte Arduino.

II.2 les capteurs

II.2.1 Généralités et définitions

II.2.1.1 Capteur

Un capteur est un organe utilisé pour collecter des informations en fonction d'une grandeur physique (une autre quantité physique de nature différente (généralement électrique)). Cette quantité, qui représente la grandeur prélevée, peut être utilisée à des fins de mesure ou de contrôle[19].

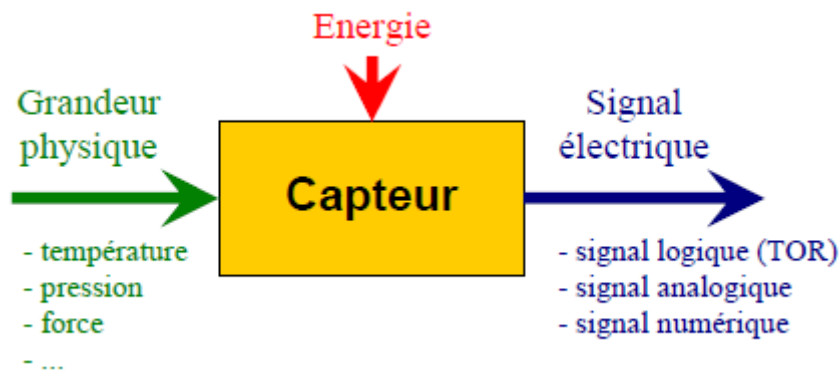


Figure II.1:Présentation d'un capteur.

Le capteur est le premier élément de la chaîne de mesure. Il convertit des quantités physiques ou chimiques non électriques en signaux électriques.

La grandeur à mesurer est appelée le "m" mesuré. Par conséquent, le rôle du capteur est de convertir "m" en électricité, nous l'appelons la valeur mesurée "s", cela peut être l'impédance

Chapitre II : capteurs de pression et la mesure de débit, Arduino.

(dans ce cas, pour des capteurs passifs) ou la charge, le courant ou les deux différences entre. Potentiel (DDP) (pour les capteurs actifs).

Nous avons également discuté du transducteur. Il convertit l'entrée physique (objet sous test) en une autre sortie physique ou un signal électronique[20].

Idéalement, le signal de sortie du capteur doit être une image réelle de l'objet mesuré (mesurande), mais le signal fourni par le capteur dépend également de l'ampleur de l'influence:

- Température ambiante.
- Pression, accélération, vibrations.
- Humidité.
- Champs magnétiques.
- Tension d'alimentation.
- Lumière ambiante.

Possibilités pour réduire l'effet nocif des grandeurs d'influence :

- Blindage, isolement.
- Stabiliser les grandeurs d'influence à des valeurs connues, et étalonner le capteur.
- Compenser les grandeurs d'influence (p.ex. montage différentiel)[21].

II.2.1.3 les différentes familles de capteurs

II.2.1.3.1 Capteurs actifs

Les capteurs actifs fonctionnent comme des générateurs, en principe généralement basés sur des effets physiques qui garantissent que l'énergie, l'énergie thermique, mécanique ou radiante spécifique à la quantité physique à échantillonner est convertie en énergie électrique.

Par conséquent, le capteur actif lui-même génère un signal de sortie électrique en convertissant la quantité d'entrée ou l'énergie fournie par ces changements[22].

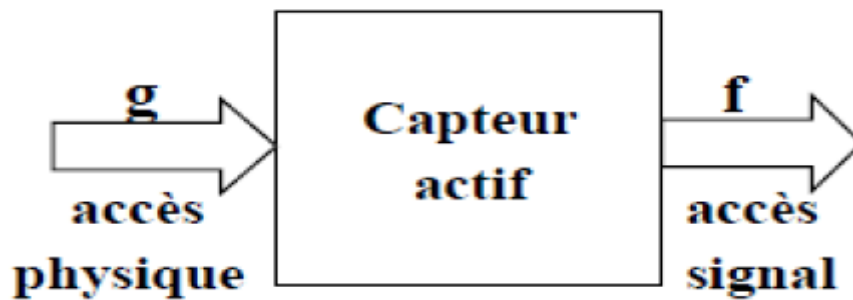


Figure II.2:Schéma bloc d'un capteur actif.

Les effets physiques les plus classiques sont

- **Effet thermoélectrique** : Un circuit formé de deux conducteurs de nature chimique différente, dont les jonctions sont à des températures T_1 et T_2 , est le siège d'une force électromotrice d'origine thermique $e(T_1, T_2)$.
- **Effet piézo-électrique** : L'application d'une contrainte mécanique à certains matériaux dits piézo-électriques (le quartz par exemple) entraîne l'apparition d'une déformation et d'une même charge électrique de signe différent sur les faces opposées.
- **Effet d'induction électromagnétique** : La variation du flux d'induction magnétique dans un circuit électrique induit une tension électrique (détection de passage d'un objet métallique).
- **Effet photo-électrique** : La libération de charges électriques dans la matière sous l'influence d'un rayonnement lumineux ou plus généralement d'une onde électromagnétique.
- **Effet Hall** : Un champ magnétique B et un courant électrique I créent dans le matériau une différence de potentiel U_H .
- **Effet photovoltaïque** : Des électrons et des trous sont libérés au voisinage d'une jonction PN illuminée, leur déplacement modifie la tension à ses bornes[22].

II.2.1.3.2 Capteurs passifs

Il s'agit généralement d'une impédance, l'un de ses paramètres déterminants est sensible à la grandeur mesurée. Le changement d'impédance est dû à:

- Ou des changements de taille de capteur, qui est le principe de fonctionnement d'un grand nombre de capteurs de position, potentiomètres, inductances à noyau de fer mobiles et condensateurs à armature mobile.

Chapitre II : capteurs de pression et la mesure de débit, Arduino.

- Déformation ou accélération de la pression due à la force ou au retour de force (le renforcement du condensateur est soumis à une différence de pression, la jauge de contrainte est liée à une structure déformable).[23]

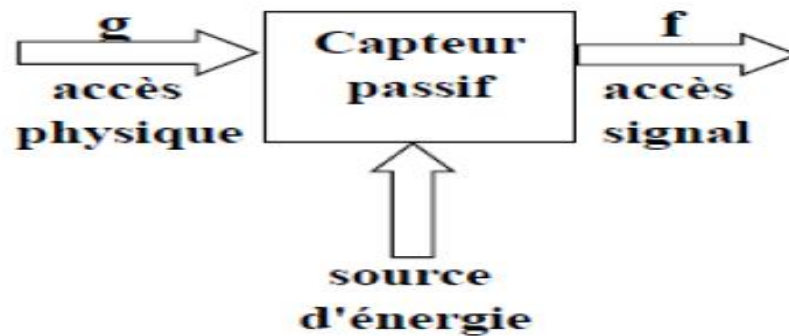


Figure II.3: Schéma bloc d'un capteur passif.

II.2.2 Le principe d'un capteur

Les capteurs sont définis comme des composants qui convertissent les résultats de mesure en signaux utilisables. La figure suivante montre le schéma de structure du capteur:

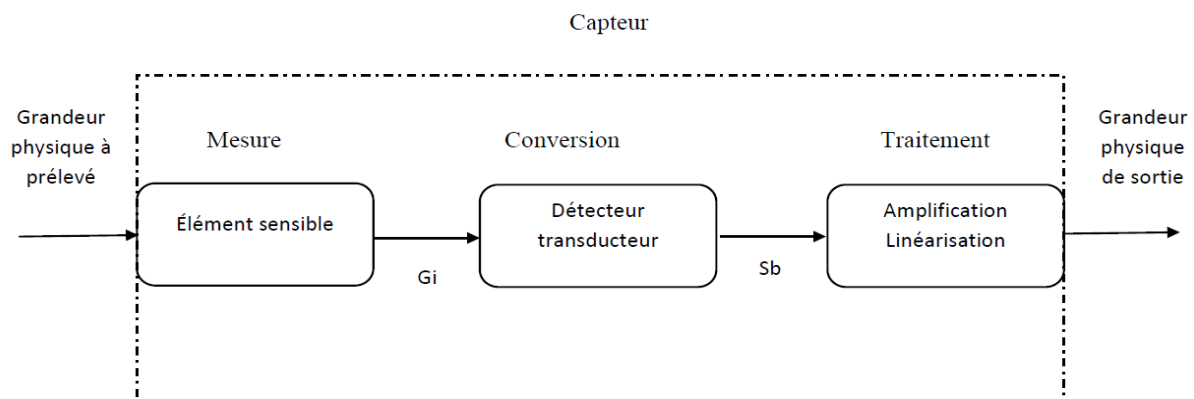


Figure II.4: Schéma de principe de la structure d'un capteur.

II .2.1.1 Élément sensible

Ou corps de test, qui est un élément qui caractérise le capteur et répond sélectivement aux grandeurs physiques. En principe, la grandeur physique à mesurer ne peut pas être directement convertie en un signal électrique, mais l'élément sensible est aussi appelé élément de mesure, qui peut convertir la grandeur physique (vitesse, Débit, température, pression, etc.) est convertie en une grandeur intermédiaire (G_i) qui peut être facilement convertie en signaux électriques. En général, les signaux électriques sont généralement des déformations ou des forces[24].

II .2.1.2 Le transducteur

Il convertit la réaction des éléments sensibles en une grandeur électrique qui constitue le signal de sortie, ou convertit la grandeur intermédiaire en électricité (tension, fréquence) d'une autre manière[25].

II.2.3 Amplification et linéarisation

Puisque la puissance du signal du transducteur à l'unité de traitement est faible, il est difficile de transmettre tel quel. Ensuite, le signal doit être amplifié, linéarisé et corrigé.

Généralement, la grandeur de sortie du type électrique obtenue. Peut être :

- une charge.
- une tension.
- un courant.
- une impédance (R, L, C)[26].

II.2.4 Caractéristiques d'un capteur : définition métrologique

Afin de classer les capteurs en fonction de leurs performances, nous devons définir des paramètres pour leur permettre d'être sélectionnés en fonction de l'application.

II .2.4 .1 Etendue de la mesure

Il définit la zone où les caractéristiques du capteur sont garanties selon une spécification donnée. Nous pouvons diviser cette zone en trois familles :

- **Zone nominale d'emploi** :La zone dans laquelle l'objet mesuré peut changer sans modifier les caractéristiques du capteur.
- **Zone de non-détérioration** :Il s'agit d'une zone définie par la valeur limite de la grandeur qui affecte le capteur (objet mesuré, température ambiante, etc.), qui ne modifiera pas les caractéristiques du capteur après avoir éliminé toute surcharge.
- **Zone de détérioration** :Parmi eux, les caractéristiques du capteur peuvent subir des modifications permanentes[27].

II.2.4.2 Seuil

Le seuil du capteur est la valeur mesurée minimale à laquelle le capteur devient sensible. En dessous de cette valeur, le capteur n'effectuera aucune mesure et affichera une valeur nulle.[27]

II.2.4.3. Hystérésis

La figure ci-dessous illustre les caractéristiques de sortie d'un capteur qui montre une hystérésis. L'hystérésis est composée du non-recouvrement entre la courbe de charge et la courbe de décharge, c'est-à-dire qu'elle est mesurée par des valeurs croissantes et décroissantes[26].

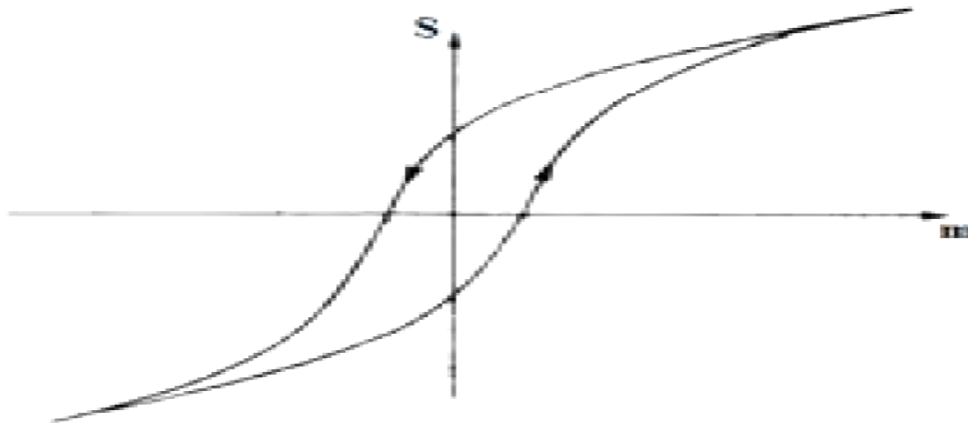


Figure II.5 : Effet d'hystérésis.[26]

II.2.4.4 Résolution

Il correspond au plus petit changement de l'objet mesuré que le capteur peut détecter.

II.2.5 Caractéristique d'entrée-sortie d'un capteur

Il donne la relation entre les changements de la grandeur de sortie et d'entrée. Habituellement donnée par la courbe d'état stationnaire. Il ne fournit pas d'informations sur les caractéristiques transitoires du capteur.

II.2.5.1 Sensibilité

Il détermine le changement du grandeur de sortie avec le changement de grandeur de l'entrée à un point donné. Il s'agit de la pente tangente de la courbe caractéristique du capteur. Pour les capteurs linéaires, la sensibilité du capteur est constante:[28]

$$\text{Sensibilité} = \frac{\Delta(\text{grandeur de sortie})}{\Delta(\text{mesurande})}$$

II.2.5.2 Finesse

C'est la qualité du capteur et ne change pas la grandeur à mesurer en raison de son existence. Cela permet d'évaluer l'influence du capteur sur la mesure. Il est défini non seulement pour le capteur, mais également pour l'environnement dans lequel le capteur est utilisé[28].

II.2.5.3 Linéarité

La zone où la sensibilité du capteur n'a rien à voir avec la valeur mesurée. La zone peut être définie selon la définition d'une ligne droite la plus proche des caractéristiques réelles du capteur, par exemple par la méthode des moindres carrés. Nous définissons la différence linéaire à partir de cette ligne, exprimant la différence maximale entre la courbe réelle et la ligne qui se rapproche de la courbe en% [28].

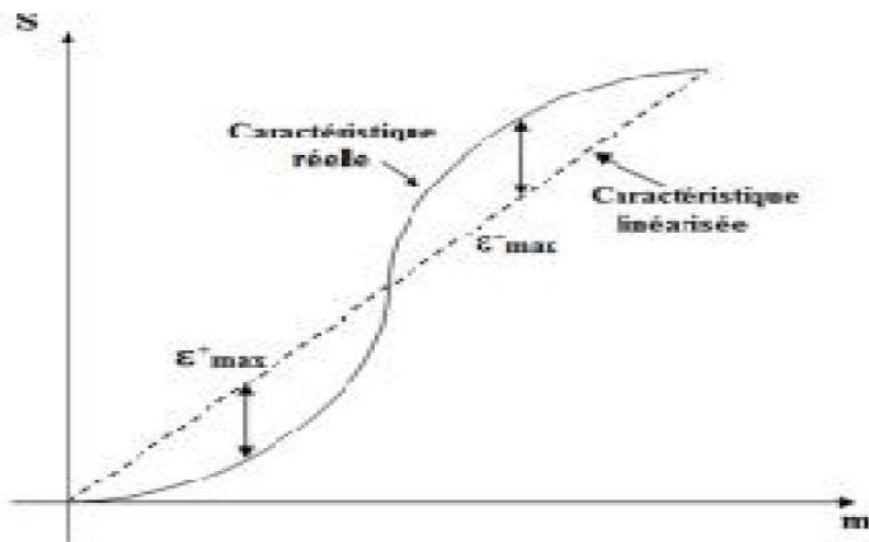


Figure II.6: Exemple de linéarisation de caractéristiques[24].

II.2.5.4 Rapidité :

C'est la qualité d'un capteur qui suit au changement de la grandeur mesurée. Nous pouvons le crypter de plusieurs manières:

Bande passante du capteur. (à -3 dB par exemple).

- Fréquence de résonance du capteur.
- Temps de réponse (à $x\%$) à un échelon du mesurande[28].

Chapitre II : capteurs de pression et la mesure de débit, Arduino.

II.2.5.5 Temps de réponse

C'est l'aptitude du capteur à répondre aux changements de l'objet mesuré au fil du temps. Par exemple, si nous affichons un thermomètre à 20 ° C et le mettons dans un four à 100 ° C, il faudra un certain temps τ pour afficher 100 ° C: τ est appelé le temps de réponse.

II.2.6 Caractéristiques statistiques d'un capteur

Ces paramètres peuvent prendre en compte le concept d'erreurs inattendues pouvant survenir sur le capteur[28].

II.2.6.1 Fidélité

Il définit la qualité du capteur et peut être répété sans erreur. L'erreur de précision correspond à l'écart type obtenu dans une série de mesures correspondant à un objet mesuré constant.

II.2.6.2 Justesse

C'est la capacité du capteur à délivrer une réponse proche de la vraie valeur, et n'a rien à voir avec le concept de fidélité. Par rapport à la valeur réelle, elle est liée à la valeur moyenne obtenue grâce à un grand nombre de mesures.

II.2.6.3 Précision

Il définit la différence en pourcentage qui peut être obtenue entre la valeur réelle et la valeur obtenue à la sortie du capteur. Par conséquent, un capteur précis aura une bonne fidélité et une bonne précision.

II.2.6.4 Incertitude

Il s'agit de la plage d'erreur entre la valeur donnée par l'appareil de mesure et la valeur réelle de la valeur mesurée. Une erreur relative permet de mieux comprendre l'incertitude de l'équipement de mesure.

Par exemple, pour un thermomètre avec une incertitude de 1% et un affichage de 20 ° C, la valeur réelle de la température est:

$$T_{réelle} = T_{mesurée} \pm \Delta T$$

$$T_{réelle} = 20^{\circ}\text{C} \pm 0.2$$

II.3 Différents types des capteurs

Les capteurs peuvent être classés selon leur nature (active ou passive) ou selon le phénomène physique à l'origine de leur fonctionnement.

Chapitre II : capteurs de pression et la mesure de débit, Arduino.

Prenez quelques-uns des capteurs les plus couramment utilisés comme exemples :

- Capteurs d'humidité.
- Capteurs de position.
- Capteurs de température.
- Capteurs de pression.
- Capteurs d'accélération[27].



Figure II.7: Différents types des capteurs

II.4 Choix du capteur

- Nature du mesurande, capteur basé sur quel principe physique ?
- Performances (résolution, précision, plage de mesure, ...) ?
- Caractéristiques d'environnement, grandeurs d'influence ?
- Encombrement ?
- Prix ?
- Fiabilité (MTBF: Mean Time Between Failures)? [21]

II.5 Les capteurs à pression

II.5.1 Définition de la pression

La pression est la force appliquée à une surface ou répartie sur celle-ci.

Elle se définit comme suit :

$$P = \frac{F}{S}$$

Avec : **P** : Pression [pascal].

F : La force [newton].

S : Surface (surface), [m²].

II.5.2 Les différentes unités de la pression

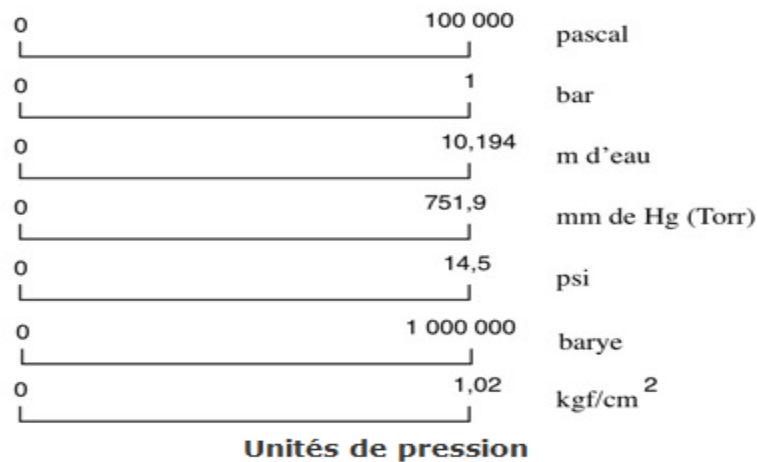


Figure II.8: les unités de pression[29].

II.5.3 Les Différents types de pressions [30]

II.5.3.1 La pression absolue

La pression mesurée au-dessus du vide complet ou en dessous du zéro absolu. Le zéro absolu signifie qu'il n'y a pas de pression, tandis que le vide correspond théoriquement à une pression absolue nulle. Il ne peut pas être atteint ni même dépassé. Quand on l'aborde, on parle d'un vide profond[29].

II.5.3.2 La pression atmosphérique (ou barométrique)

C'est la pression exercée par l'atmosphère terrestre. La pression atmosphérique au niveau de la mer est de 1.012 bars.

Chapitre II : capteurs de pression et la mesure de débit, Arduino.

Peut varier de +/- 25 mbar en raison de la pluie ou du soleil. La valeur de la pression atmosphérique diminue à mesure que l'altitude augmente[29].

II.5.3.3 La pression relative :

Il s'agit d'une pression supérieure à la pression atmosphérique. Il représente la différence positive entre la pression mesurée et la pression atmosphérique existante. C'est le plus couramment utilisé car la plupart des capteurs sont exposés à la pression atmosphérique et mesurent de manière relative. Afin d'effectuer des mesures absolues, ils doivent maintenir un vide poussé dans la chambre de référence (par exemple, la pression de gonflage des pneus)[29].

II.5.3.4 La pression différentielle :

C'est la différence entre deux pressions, ou la différence de grandeur entre une valeur de pression donnée et une pression de référence donnée[29].

II.5.3.5 La pression hydrostatique :

C'est la pression exercée par le liquide au-dessus du liquide sous la surface du liquide, Lorsque le fluide est au repos.

Au sein de la colonne de fluide, la pression est générée en raison du poids de la quantité de fluide sur la surface considérée[29].

II.5.3.6 La pression hydrodynamique

Elle est causée par la vitesse du fluide en mouvement. Le fluide en mouvement crée une pression supplémentaire[29]:

$$P = \frac{1}{2}\rho v^2$$

Avec : v est la vitesse de déplacement du fluide en m/s.

ρ est la masse volumique de fluide.

II.5.3.7 La dépression

C'est la pression en dessous de niveau atmosphérique.

II.6 Définition de la Capteur de pression

Un capteur de pression est un dispositif conçu pour convertir les changements de pression en changements de tension (utilisé pour convertir une pression donnée en un signal électrique).

Chapitre II : capteurs de pression et la mesure de débit, Arduino.

L'unité de pression fournie par la sonde peut être exprimée en différentes unités, telles que bar, pascal (unité SI). Il existe trois grands types de capteurs de pression[31]:

II.6.1 Les capteurs de pression absolue

Mesure de la pression absolue il fait par rapport à la pression du vide. Le capteur de pression absolue fournit une valeur basée sur la référence de vide scellée dans le capteur. Ils sont principalement utilisés en météorologie pour déterminer la pression atmosphérique[31].



Figure II.9:Exemple sur capteur de pression absolue.

II.6.2 les capteurs de pression relative

Pour la mesure de la pression relative, la pression atmosphérique ambiante constitue une référence. Lorsque la pression mesurée est supérieure à la pression atmosphérique, le capteur de pression relative peut afficher une pression positive[31].



Figure II.10:Exemple sur capteur de pression relative

II.6.3 les capteurs de pression différentielle

Pour mesurer la pression relative, la pression atmosphérique ambiante constitue une référence. Lorsque la pression mesurée est supérieure à la pression atmosphérique, le capteur de pression relative peut afficher une pression positive[31].



Figure II.11:Exemple sur capteur de pression Différentielle.

II.7Le Principe[32]

Dans tous les cas, les capteurs de pression peuvent se ramener au schéma synoptique suivant :

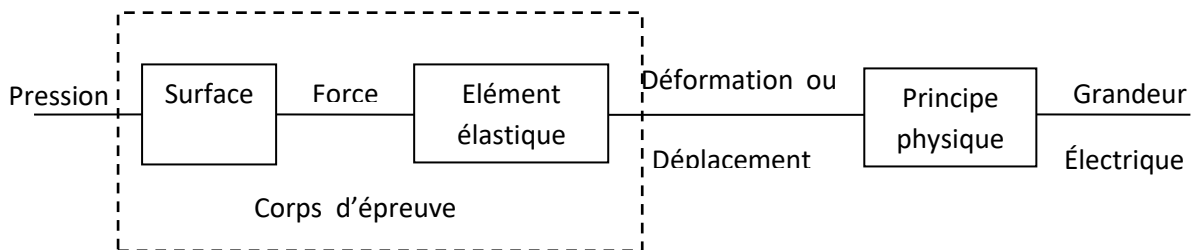


Figure II.12: Schéma synoptique d'un capteur de pression.

II.7.1 Description d'un capteur de pression

Le capteur est constitué de trois blocs:

- Un corps d'épreuve.
- Un élément de transduction ou élément sensible ou transducteur.
- Module électronique de conditionnement.

Le corps d'épreuve est un composant mécanique qui change dans la grandeur à mesurer et a pour fonction de le convertir en une grandeur physique mesurable. Pour les capteurs de pression, cette grandeur est généralement une déformation. Les corps d'essai les plus utilisés sont les plaques, les poutres et les membranes.

Le transducteur est un élément sensible, connecté au corps de test, et convertit la réaction du corps de test en un signal électrique.

Le module électronique est un module de traitement du signal qui peut être utilisé.

Chapitre II : capteurs de pression et la mesure de débit, Arduino.

Le capteur est construit pour utiliser les propriétés du matériau décrites par les lois de la physique, de sorte que la correspondance entre la grandeur électrique à la sortie du capteur et la grandeur physique à mesurer peut être connue[32].

II.7.2 Evolution des principes de détection

La conception des capteurs de pression implique la sélection de la technologie et du processus et est généralement guidée par l'application du capteur lui-même. De même, la diversification des applications a également conduit au développement de la technologie utilisée.

Pour la plupart des capteurs du marché pendant cette période, la partie détection utilise l'électromécanique et la technologie utilisée. Les performances de ces technologies sont relativement modérées, mais elles sont acceptables par rapport à leurs applications.[33]

Parmi ces techniques on peut citer :

- le tube de Bourdon.
- le tube vrillé.
- le tube borgne.
- la capsule manométrique.
- les pistons.
- les membranes encastrées et les membranes ondulées. [29]

En permettant la fabrication collective de dispositifs de détection de petite taille, stables et ayant la possibilité d'un traitement de signal pertinent, ce domaine apporte des avantages technologiques et économiques.

En permettant la fabrication collective de dispositifs de détection de petite taille, stables et ayant la possibilité d'un traitement de signal pertinent, ce domaine apporte des avantages technologiques et économiques[34].

II.8 La mesure de débit

II.8.1 Définition de débit

Le débit est la quantité de fluide en circulation ou transportée par unité de temps (Exemple: débit d'eau, débit de pompe). Il existe deux types de débit, le débit massique et le débit volumique.

Le débit volumique relie directement la vitesse du fluide à la partie où se trouve le débit, exprimée comme suit:

$$Qv = \langle v \rangle A$$

Où $\langle v \rangle$ représente la vitesse moyenne débitante sur la section et A l'aire de la section droite de passage du fluide.

La relation entre le débit massique (Qm) et le débit volumique (Qv) est la suivante:[35]

$$Qm(kg/s) = \rho(kg/m^3) \times Qv(m^3/s)$$

II.8.2 Mesure de débit de gaz

Un débitmètre est un appareil destiné à mesurer le débit d'un fluide, liquide ou gazeux. Selon le niveau du débit et la nature du fluide et les conditions de mesure, le principe du débitmètre adapté est très variable. Le débit mesuré peut être massique ou volumique, exprimé en kg/s ou en m³/s. Il est possible de passer de l'un à l'autre si la masse volumique du fluide est connue. Pour ce faire on utilisera alors soit la mesure obtenue à l'aide d'un appareil spécifique soit une conversion en utilisant la masse volumique du fluide dans les conditions de mesure [36].



Figure II.13:Appareil de mesure de débit de gaz.

II.8.3 Méthode de mesure de débit de gaz

Dans le monde de la mesure des débits de gaz, il existe de multiples technologies, notamment :

- Débitmètres thermiques.
- Débitmètres à pression différentielle.
- Débitmètres à ultrason.
- Débitmètres Coriolis.
- Débitmètres mécaniques.

II.8.3.1 débitmètre thermique

La mesure thermique de débit de gaz est l'une des technologies les plus courantes aujourd'hui, incluant deux méthodes principales pour mesurer le débit de gaz.

- Dérivation laminaire capillaire
- Perte de température constante / Anémomètre à température constante

La mesure de débit de gaz thermique est populaire car elle procure une large plage de débit avec un seul instrument, a une réponse de signal extrêmement rapide, peut être utilisée dans un large éventail d'applications et est relativement peu coûteuse. Les débitmètres TSI vont encore plus loin grâce à une conception de boîtier unique dans l'industrie qui fournit une contre-pression minimale pour une véritable mesure de débit[29].

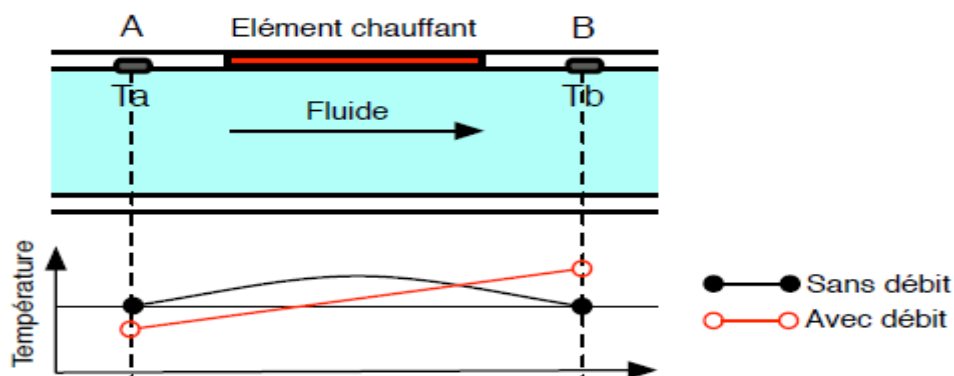


Figure II.14: Fonctionnement d'un capteur de débit thermique.

Deux capteurs de température sont placés aux points A et B, de part et d'autre d'un élément chauffant. La différence de température, $T_b - T_a$ est proportionnelle au débit massique. Le capteur fonctionne correctement dans un intervalle de débit. Si le débit réel dépasse le débit maximal, on peut utiliser un circuit dérivateur, prenant en charge une partie du débit[37].

II .8.3.2 Débitmètre à pression différentielle

Ces débitmètres de type manométrique sont les plus utilisés pour la mesure des débits de fluide. Ils exploitent la loi de BERNOUILLI qui indique la relation existant entre le débit et la perte de charge résultant d'un changement de section de la conduite. Ces dispositifs sont utilisables que lorsque l'écoulement est turbulent. En partant de la relation $Q_v = S \times V$ et en

Chapitre II : capteurs de pression et la mesure de débit, Arduino.

supposant une masse volumique constante (fluide incompressible), on peut écrire l'équation de continuité : $Q_v = S_1 \times V_1 = S_2 \times V_2$

Celle ci montre qu'avec un écoulement régulier et uniforme, une réduction de diamètre de la canalisation entraîne une augmentation de la vitesse du fluide, donc de l'énergie potentielle ou de la pression de la canalisation.

La pression différentielle est convertie en débit volumique, à l'aide de coefficients de conversion, selon le type de débitmètre manométrique utilisé et le diamètre de la conduite[38].

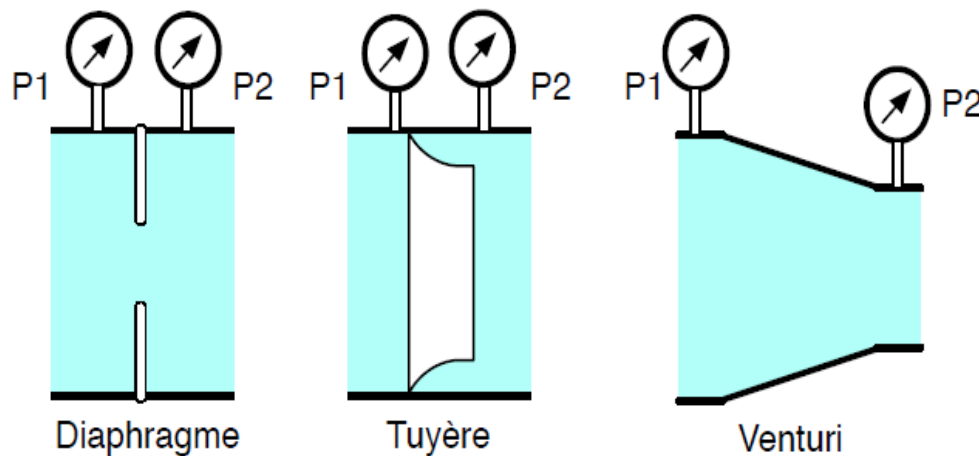


Figure II.15: Fonctionnement d'un capteur de débit à pression différentielle et Les différents organes déprimogène.

II .8.3.3 Débitmètre à ultrason

Un émetteur ultrasonique émet des trains d'ondes. La mesure du temps mis par le signal pour parcourir la distance L entre l'émetteur et le récepteur nous permet de connaître la vitesse du fluide.

Le temps mis par l'onde ultrasonore pour aller de l'émetteur vers le récepteur est :

$$t = L/C + U \cos \alpha$$

Avec :

- t : temps en s.
- c : vitesse de propagation du son dans le fluide en m/s.
- U : vitesse du fluide en m/s.

- α : angle entre U est la direction définie par le couple émetteur / récepteur.

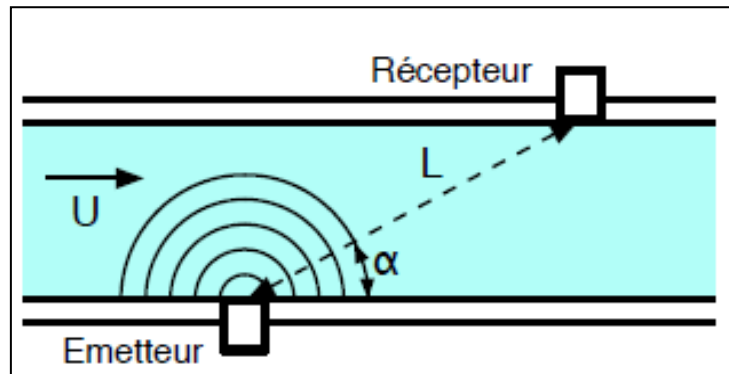


Figure II.16:débitmètre ultrasonique.

L'intérêt de ce dispositif est qu'il est intrusif ; l'ensemble du dispositif est à l'extérieur de la canalisation. Il est donc insensible à l'agressivité du fluide et n'entraîne aucune perte de charge. Il permet des mesures de débit compris entre 0, 1m³/h et 105m³/h, selon le diamètre de la conduite qui peut être compris entre quelques millimètres et plusieurs mètres. Ce débitmètre est utilisé par exemple pour mesurer les débits des hydrocarbures. Il existe des systèmes semblables utilisant l'effet Doppler à partir d'une source lumineuse (laser) dans les gaz[37].

II .8.3.4 Débitmètre Coriolis

On utilise comme capteur une portion de canalisation horizontale en forme de U. Un champ électromagnétique alternatif induit une rotation alternative selon l'axe de la conduite. Le fluide s'écoulant dans le tube est contraint de suivre cette rotation. Il se produit un phénomène alternatif de résistance ou d'aide à la rotation, entraînant deux vibrations en amont et en aval du coude. Ces vibrations sont en déphasage, déphasage dont l'amplitude est proportionnelle au débit massique du fluide[37].

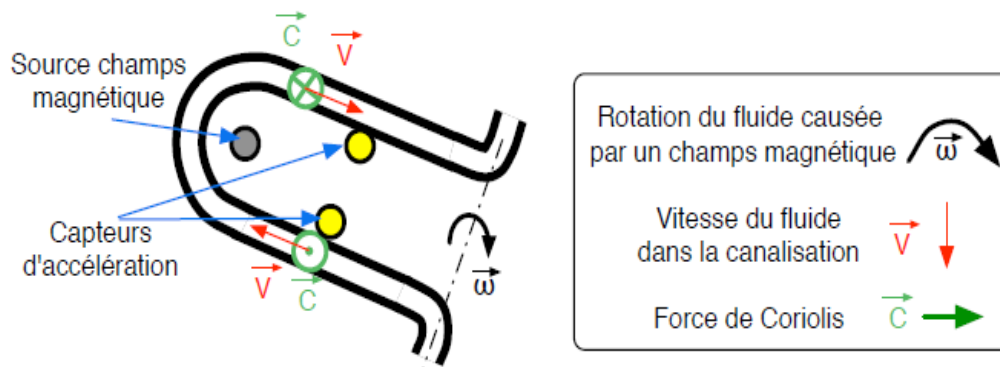


Figure II.17: Fonctionnement d'un capteur de débit à effet Coriolis.

Précision de mesure pour liquide :

- Débit massique : $\pm 0,15\%$.
- Débit volumique : $\pm 0,3\%$;

Précision de mesure pour gaz :

- Débit massique : $\pm 0,5\%$.
- Dynamique de mesure.
- Excellente reproductibilité.
- Grande immunité aux parasites électromagnétiques[37].

II.9 Présentation de la carte Arduino :

II.9.1 Critères de choix de la carte de développement

Le choix de la carte Arduino n'est pas fait au hasard, mais il a été fait pour les raisons suivantes :

- Une carte électronique programmable et un logiciel gratuit.
- logiciel et matériel Open source.
- Environnement de programmation simple et clair.
- Un prix si réduit étant donné l'étendue des applications possibles.
- Une compatibilité sur toutes les plateformes (linux, Windows, ...).
- Il s'agit d'une carte très bien documentée.
- Une infinité d'applications possibles.

II.9.2 Historique

ARDUINO était à l'origine un projet étudiant de l'IVREA (Interaction Design Institute en Italie). Au début des années 2000, les outils de conception de projets dans le domaine de la conception d'interactions étaient très coûteux, près de centaine d'euros.

Puis ils ont pensé à l'idée de créer une plateforme plus abordable et plus simple d'utilisation basée sur l'environnement de développement de traitement développé par les étudiants du MIT en 2001. Ainsi, en 2003, la carte de connexion (l'ancêtre de LARDUINO) a été conçue pour les projets de fin d'études. Afin de rendre la plateforme toujours moins chère et plus accessible, un groupe d'étudiants et de professeurs a finalement conçu le premier ARDUINO en 2005[39].

II.9.3 définition de la carte Arduino

ARDUINO est une plateforme de prototypage d'objets interactifs, composés de cartes électroniques et d'environnements de programmation, et pouvant être utilisé à des fins créatives. Sans connaître ni comprendre toutes les connaissances des équipements électroniques, cet environnement matériel et logiciel permet aux utilisateurs de développer des projets à l'aide d'expérimentations directes avec un grand nombre de ressources disponibles en ligne [40].

La carte ARDUINO est une petite carte électronique équipée d'un microcontrôleur. Le microcontrôleur permet de passer de l'événement détecté par le capteur à la programmation et au contrôle de l'actionneur, la carte ARDUINO est donc une interface programmable[41].



Figure II.18:La carte Arduino UNO. [41]

Peut utiliser:

Chapitre II : capteurs de pression et la mesure de débit, Arduino.

- Utilisé pour les appareils interactifs autonomes simples.
- Comme interface entre le capteur / actionneur et l'ordinateur.
- En tant que programmeur de certains microcontrôleurs[42].

II.9.4 Description de la carte

La carte ARDUINO est équipée d'un microcontrôleur. Les microcontrôleurs sont des composants électroniques programmables, généralement spécifiques au type de microcontrôleur utilisé[43].

Le microcontrôleur est constitué d'un ensemble de composants avec des fonctions spécifiques. Il se compose en fait des mêmes éléments que ceux de la carte mère de l'ordinateur :

La mémoire : Il en possède 5 types :

- **Mémoire flash :** elle contiendra le programme à exécuter. Cette mémoire est effaçable et réinscriptible.
- **RAM :** Il s'agit de la mémoire dite «temps réel», qui contiendra les variables du programme, elle est donc appelée «volatile» car elle sera effacée si le microcontrôleur est coupé.
- **EEPROM :** Il s'agit du disque dur du microcontrôleur. Même si la carte mémoire doit être fermée, nous pouvons également enregistrer des informations qui doivent être stockées pendant une longue période. Cette mémoire n'est pas effacée lorsque le microcontrôleur est éteint ou reprogrammé.
- **Registre :** il s'agit d'un type de mémoire utilisé par le processeur.
- **Mémoire cache :** c'est une mémoire qui établit une connexion entre les registres et la RAM[43].

Le processeur :

C'est le composant principal du microcontrôleur. C'est lui qui exécutera les programmes qui lui seront remises pour traitement. Il est généralement appelé CPU. Pour que le microcontrôleur fonctionne correctement, une alimentation est nécessaire, qui est généralement fournie par + 5V. D'autres ont besoin d'une tension inférieure + 3,3V. En plus de l'alimentation, il a également besoin d'un signal d'horloge. En fait, il s'agit de 0 et 1 continu ou de tension continue 0V et 5V. Il permet également de chronométrer le fonctionnement du microcontrôleur à un rythme régulier. Grâce à lui, il peut introduire la notion de temps dans la programmation.[42]

Chapitre II : capteurs de pression et la mesure de débit, Arduino.

III.9.5 les différentes gammes de la carte Arduino

Actuellement, il existe plus de 20 versions de module ARDUINO, nous citons quelques un :

- **L'ARDUINO Mini** : une version miniature de l'ARDUINO en utilisant un microcontrôleur ATmega168.
- **L'ARDUINO Nano** : une petite carte programme à l'aide porte USB cette version utilisant un microcontrôleur ATmega168 (ATmega328 pour une plus nouvelle version).
- **L'ARDUINO Bluetooth** : avec une interface de Bluetooth pour programmer en utilisant un microcontrôleur ATmega168.
- **L'ARDUINO Méga** : en utilisant un microcontrôleur ATmega1280 pour I/O additionné la mémoire.
- **L'ARDUINO UNO** : utilisations microcontrôleur ATmega328.
- **L'ARDUINO Mega2560** : utilisations un microcontrôleur ATmega2560, et possède toute la mémoire à 256 KBS.
- **L'ARDUINO Leonardo** : avec un morceau ATmega328 qui élimine le besoin de raccordement d'USB et peut être employé comme clavier[43].

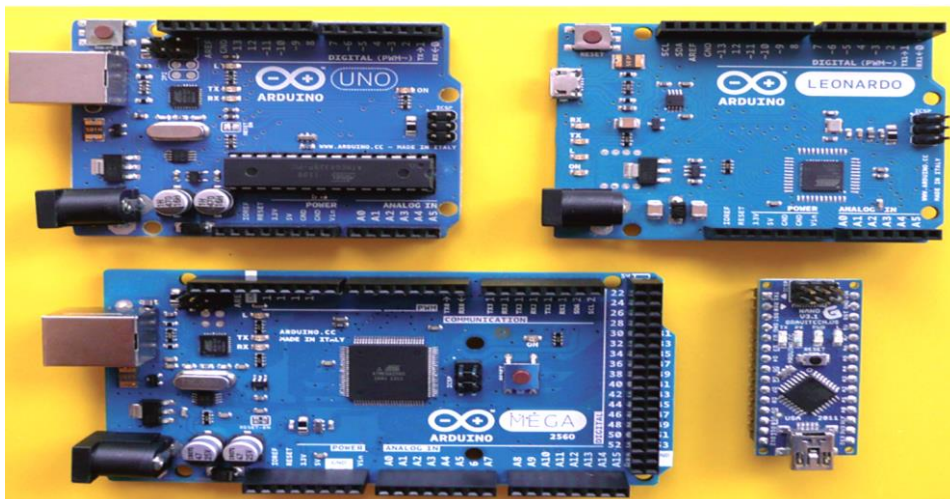


Figure II.19:La famille ARDUINO (une petite sélection).[44]

Le choix de la carte Arduino s'effectue en fonction des besoins du projet dans notre projet nous avons choisi la carte Arduino Méga.

II .9.6 logiciel

C'est un logiciel de programmation par code, qui contient une cinquantaine de commandes différentes, le bouton de commande est en haut, la page blanche est vierge et la ceinture noire en bas. [43]

III.9.6.1 Téléchargement

Pour télécharger le logiciel, il faut se rendre sur la page de téléchargement du site <http://arduino.cc/fr/>, Nous avons deux catégories :

- **Downloade** : Dans cette catégorie, vous pouvez télécharger la dernière version du logiciel. Les plateformes Windows, Linux et Mac sont supportés par le logiciel. C'est donc ici que nous avons téléchargé le logiciel.
- **Previous IDE Versions** : Dans cette catégorie-là, vous avez toutes les versions du logiciel, sous les plateformes précédemment citées, depuis le début de sa création.



Figure II.20:L'icone de logiciel ARDUINO.

II.9.6.2 Interface du logiciel

Lançons le logiciel en double-cliquant sur l'icône avec le symbole "infinie" en vert. C'est l'exécutable du logiciel.

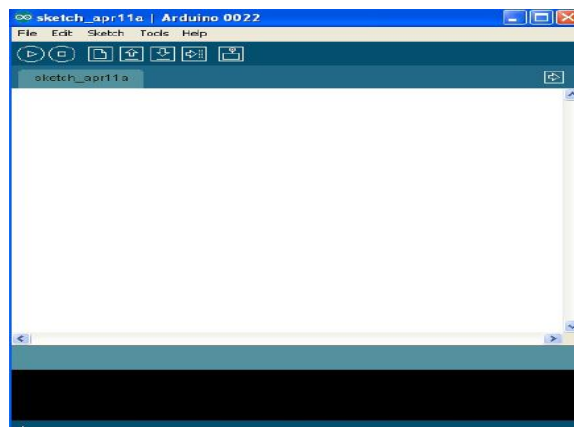


Figure II.21:Fenêtre de logiciel ARDUINO.

II.9.6.3 Présentation du logiciel

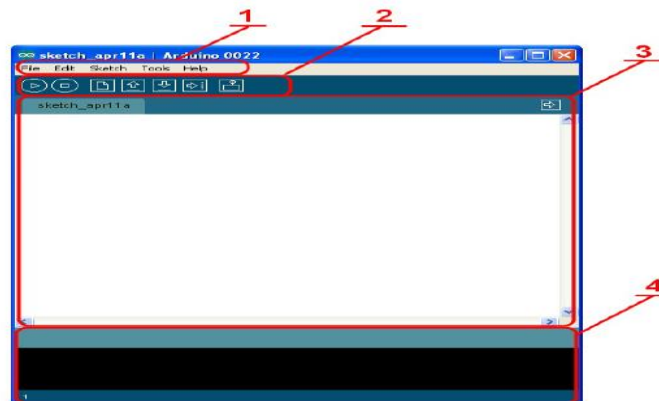


Figure II. 22:Présentation des parties principales de la carte ARDUINO.

- **Le cadre numéro 1:** ce sont les options de configuration du logiciel.
- **Le cadre numéro 2:** il contient les boutons qui vont nous servir lorsque l'on va programmer nos cartes.
- **Le cadre numéro 3 :** ce bloc va contenir le programme que nous allons créer.
- **Le cadre numéro 4 :** celui-ci est important, car il va nous aider à corriger les fautes dans notre programme. C'est le débogueur[40].

II.9.6.4 Les boutons

Voyons maintenant ce qu'est le bouton, encadrez-le en rouge et numérotez-le avec (2).



Figure II.23:présentation des boutons. [40]

- Bouton 1 : Ce bouton permet de vérifier le programme, il actionne un module qui cherche les erreurs dans votre programme.
- Bouton 2 : Créer un nouveau fichier.
- Bouton 3 : Sauvegarder le programme en cours.
- Bouton 4 : On n'y touche pas pour l'instant.
- Bouton 5 : Stoppe la vérification.
- Bouton 6 : Charger un programme existant.
- Bouton 7 : Compiler et envoyer le programme vers la carte [40].

II.10.7 Le langage ARDUINO

Le langage ARDUINO est très proche du C et du C++.

Pour pouvoir programmer notre carte, il nous faut trois choses :

- Un ordinateur.
- Une carte ARDUINO.
- Et connaître le langage ARDUINO.

Pas -a-pas d'une programmation en 5 étapes :

- Définition des variables.
- Configuration logicielle du matériel.
- Programmation des interactions.
- Finitions.
- Test et téléchargement.

II.10.8 Les étapes de téléchargement du programme

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

1. On conçoit ou on ouvre un programme existant avec le logiciel IDE 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 du programme est automatique après quelques secondes.
7. On alimente la carte soit par le port USB, soit par une source d'alimentation autonome (pile 9 volts par exemple).
8. On vérifie que notre montage fonctionne.

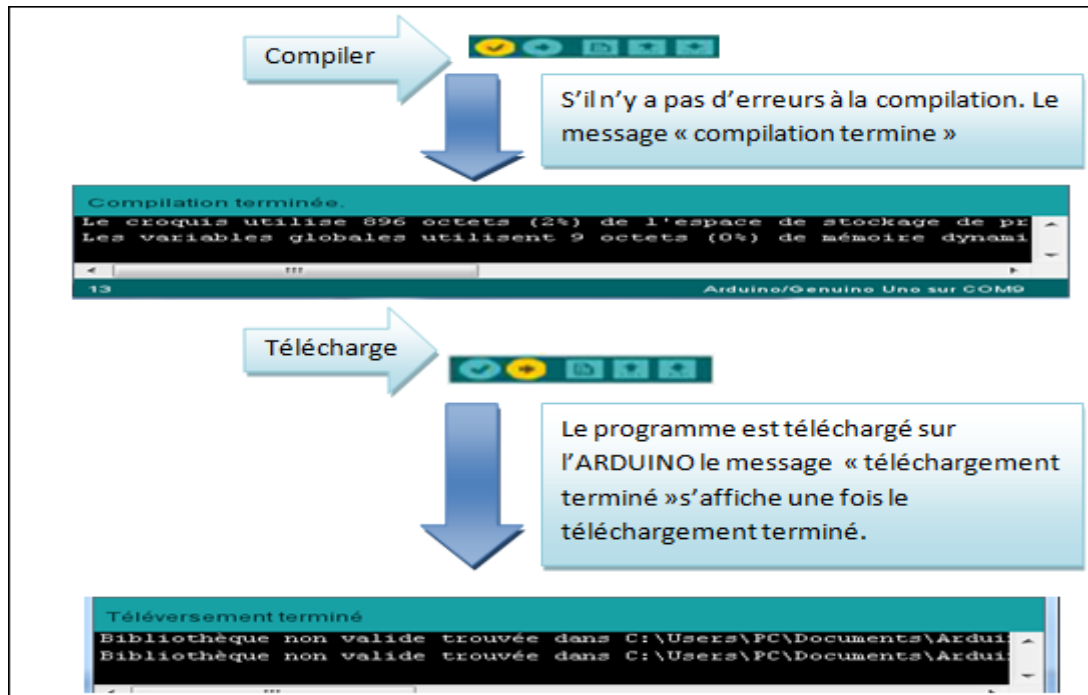


Figure II.24:téléchargement de programme.

II.11 Conclusion

Les capteurs sont les premiers éléments rencontrés dans la chaîne de mesure. Ils convertissent les quantités physiques ou chimiques des procédés ou équipements en signaux électriques.

Dans ce chapitre, nous avons mené une étude approfondie du capteur, puis présenté la description et le fonctionnement du capteur de pression et différents types de mesure de débit de gaz, ensuite nous avons donné un aperçu général sur la carte ARDUINO, ainsi que leurs modes de fonctionnement et leurs caractéristiques.

Chapitre III

III.1 Introduction

Ce chapitre présente une étude conceptuelle et réalisation du dispositif expérimental « conception et réalisation d'un prototype de respirateur artificiel ». En première partie nous allons faire le schéma synoptique. Ensuite-nous allons décomposer le dispositif et donnerons les détails de chaque étage. Nous allons présenter en détail les matériaux de la réalisation. Par ailleurs, la deuxième partie de ce chapitre se divise en parties essentielles, partie connexion de matériels et partie programme, et à la fin nous décrivons la réalisation pratique.

III.2. Description du projet

III.2.1 Schéma synoptique de la conception

La réalisation de notre prototype est passée d'abord de la conception générale à la réalisation finale. Le schéma synoptique suivant présente l'idée générale de conception :

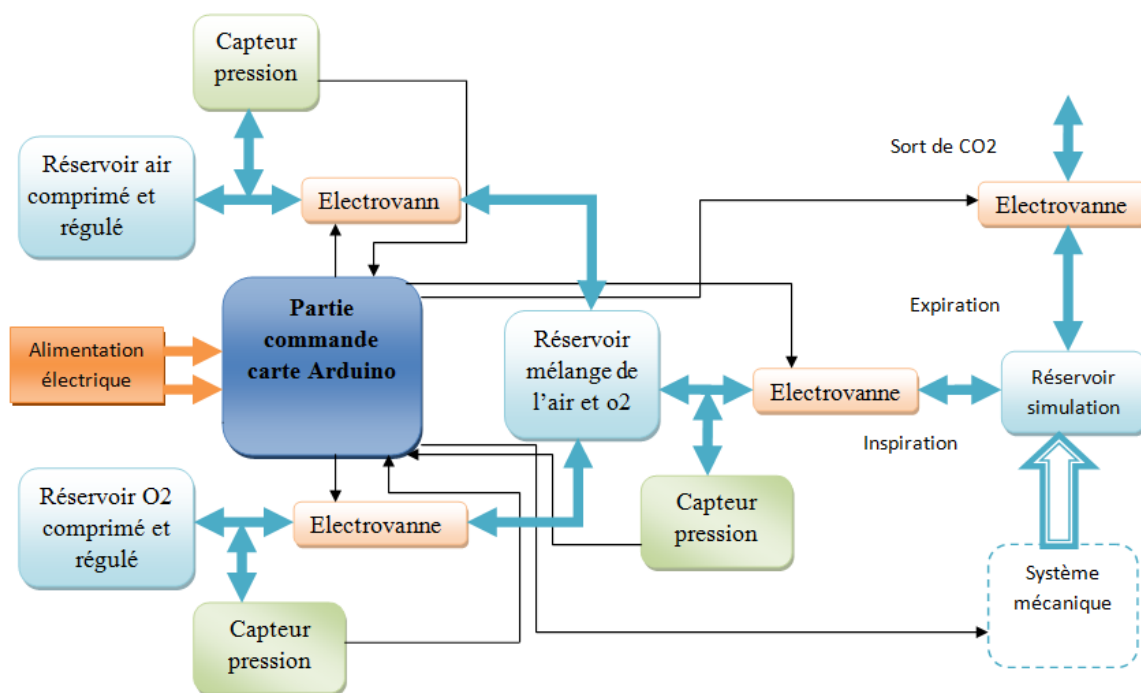


Figure III. 1:Schéma synoptique de notre prototype.

Le schéma synoptique de notre conception est composé de quatre parties :

Partie avant réservoir : Constitué de deux réservoirs un pour l'O₂ et l'autre pour l'air, chacun est relié avec une électrovanne et un capteur de pression, lorsqu'une pression est

Chapitre III : Conception et réalisation de notre prototype

supérieure à un seuil est détectée, les deux électrovannes seront ouvertes, est entraînées pour générer l'air oxygéné à un seul réservoir via un raccord à deux entrées et un sortie.

Partie réservoir : réservoir pour la stimulation des poumons de patient relié avec une électrovanne et un capteur de pression.

Partie après réservoir : nous allons faire des tests avec un stimulateur mécanique de respiration, partie mécanique constitué d'un moteur à courant continu qui fait le pompage de réservoir pour stimuler les poumons avec CO₂, et l'inverse pour remplir les poumons d'O₂.

Partie commande : dans cette partie il faut utiliser une carte électronique de commande pour gérer notre système de respiration artificielle.

III.3 descriptions des composants réels pour chaque étage

III .3.1 Réservoirs pour l'O₂ et l'air

Pour faire le mélange de l'O₂ et l'air il faut deux réservoirs. L'oxygène est stocké à l'état gazeux dans des bouteilles spécialement conçues et de différentes contenances. Elles sont toujours peintes en blanc (code couleur de l'O₂ à usage médical en France), ce qui les différencie de l'O₂ industriel. Dans ces bouteilles, l'oxygène est stocké sous forme gazeuse et comprimé à une pression de 200 bars (la pression atmosphérique est égale à un bar). Grâce à cette pression, le volume d'O₂ gazeux que peuvent libérer les bouteilles est important [45].



Figure III. 2: Bouteilles d'oxygène comprimé [45].

III.3.2 Les capteurs

On doit faire les mesures suivantes :

Chapitre III : Conception et réalisation de notre prototype

- Mesure de la fraction d'oxygène et l'aire.
- Mesure de la pression de Co2.

Et pour le respirateur :

- Mesure des pressions
- Mesure des débits

En premier temps il faut relier à la sortie des bouteilles d'O2 et l'aire des débitmètres ou des capteurs de pression, ce sont des détendeurs-débitmètres intégrés à emballages pour les réservoirs d'O2 pour réduit et vérifier la pression de sortie [45].



Figure III.3: Débitmètre intégré à bouteille d'O2 [45].

III .3.3 Electrovanne Unidirectionnelles

Les électrovannes sont le plus souvent utilisées pour contrôler les éléments dans la partie fluide. Leurs tâches sont de fermer, ouvrir, doser, distribuer ou mélanger les fluides (liquides et gaz). Elles sont confrontées à de nombreuses et différentes exigences dans une multitude d'applications dans l'environnement [46].

III .3.3.1 Caractéristiques

- Une commutation rapide et simple. une grande fiabilité.
- Une longue durée de vie.
- Une bonne compatibilité des matériaux utilisés.
- Adopter une bobine électromagnétique résistante à la chaleur et un matériau de joint standard
- Un contrôle de faible puissance.
- Une conception compacte.

- Structure compacte, petite taille, poids léger, Facile à installer et un excellent remplacement de celui cassé [47].

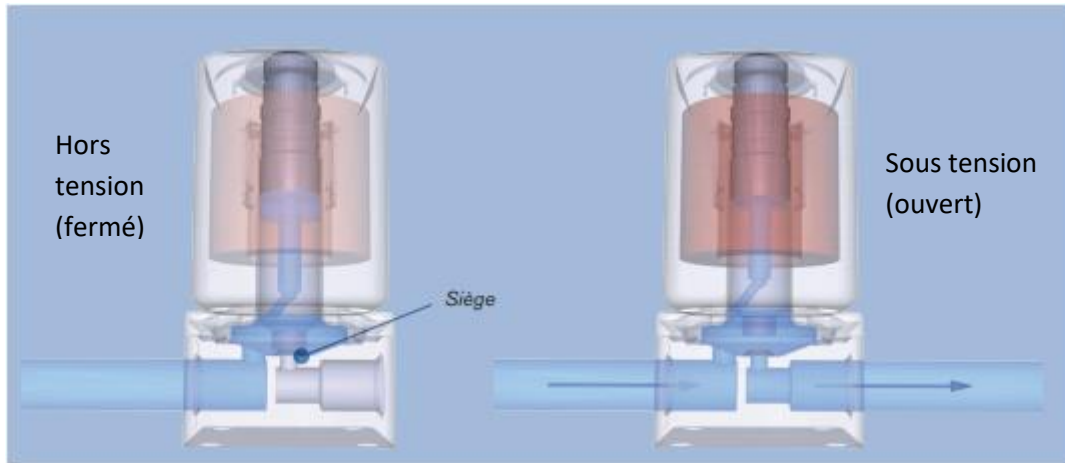


Figure III.4: Fonctionnement des électrovannes utilisées.

Pour faire le mélange d'O₂ et d'air il faut relier les deux premières électrovannes de l'O₂ et l'air avec les raccords médicaux d'un respirateur artificiel.

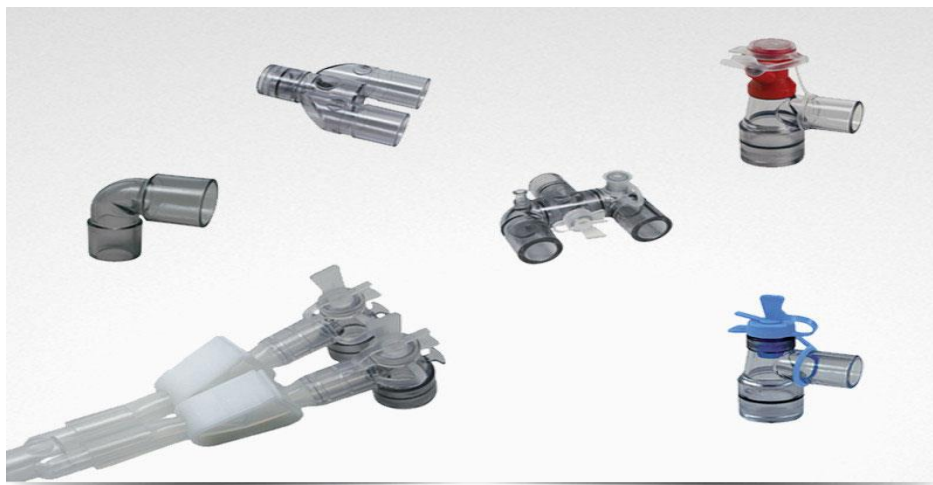


Figure III.5: Les différents raccords [48].

III.4 Différentes étapes de la réalisation

Pour notre projet on a utilisé des composants disponibles et moins chers, la réalisation pratique a été faite en deux parties :

Première partie : Conception et réalisation du système électronique avec sa programmation (Arduino).

Deuxième partie : La conception de système mécanique qui stimule les réservoirs.

Chapitre III : Conception et réalisation de notre prototype

La première partie pratique de notre projet est très importante, on est passé par plusieurs étapes :

1. Chercher la différente structure de notre prototype.
2. Présenter les différents éléments ou composants constituant chaque bloc.
3. On assemble ensuite les composants suivant les applications électroniques voulues (capteur de pression, des électrovannes, moteur à courant continu ...).
4. Finalement, rassembler tous les composants avec le système mécanique et l'ensemble des réservoirs obtenant un système complet de respiration artificielle.

III.5 Principe de fonctionnement

Notre respirateur artificiel fonctionne avec un moteur à courant continu qui souffle artificiellement de l'air chargé en oxygène et permet d'éliminer le dioxyde de carbone par la ventilation d'après une électrovanne expiratoire.

Les deux réservoirs d'O₂ et d'air reliés avec deux électrovannes, en premier temps ces électrovannes sont ouvertes avec une certaine valeur de pression de chaque réservoir, et fait le mélange dans un seul réservoir, ensuite pendant certain temps les deux électrovannes seront fermées et la troisième est ouverte pour stimuler les poumons avec l'O₂ qui correspond l'inspiration.

À la fin cette électrovanne sera fermée, et l'autre ouverte pour faire sortir le CO₂ correspondant l'expiration au même temps, le moteur à courant continu se déplace vers le haut et vers bas pour assurer le cycle respiratoire du patient.

III.6 Description du Matériel de réalisation

Dans la réalisation de ce projet (prototype de respirateur artificiel) nous allons utiliser du matériel électronique, des réservoirs et une structure mécanique.

Le matériel utilisé est :

- La carte Arduino Méga 2560.
- Trois capteurs de pression MPXV2102GP.
- Quatre électrovannes de 220V connecté l'un de l'autre avec relai de 5 v.
- Relai 5V de quatre canaux.
- Moteur à courant continu (moteur d'essuie-glace).

Chapitre III : Conception et réalisation de notre prototype

- Deux drivers moteurs L298N
- Un Réservoir d'O₂ et l'autre pour l'air.
- Un réservoir pour stimuler les poumons on utilise un ballon.
- Une conception mécanique de système relié avec le moteur.
- Des tuyaux de différents diamètres.
- Une plaque d'essai.
- Les straps.
- Un câble USB.

III.6.1 La carte Arduino Méga

La carte Arduino Méga est une autre carte qui offre toutes les fonctionnalités des précédentes, mais avec des options en plus.

On retrouve notamment un nombre d'entrées et de sorties plus importantes ainsi que plusieurs liaisons séries.

La carte Arduino repose sur un circuit intégré (un mini-ordinateur appelé également microcontrôleur) associée à des entrées et sorties qui permettent à l'utilisateur de brancher différents types d'éléments externes [49].



Figure III.6:Boitier de l'Arduino méga 2560. [49]

Elle contient tout ce qui est nécessaire pour le fonctionnement du microcontrôleur ; pour pouvoir l'utiliser et se lancer, il suffit simplement de la connecter à un ordinateur à l'aide d'un câble USB (ou de l'alimenter avec un adaptateur secteur ou une pile, mais ceci n'est pas indispensable, l'alimentation étant fournie par le port USB) [50].

III.6.1.2 Alimentation de la carte

La carte Arduino Méga peut être alimentée via la connexion USB ou avec une alimentation externe. La source d'alimentation est sélectionnée automatiquement.

L'alimentation externe (non USB) peut provenir d'une alimentation sortie courant continu ou d'une batterie. L'adaptateur peut être connecté en branchant une fiche positive de 2,1 mm au centre dans la prise d'alimentation de la carte. La carte peut fonctionner avec une alimentation externe de 6 à 20 volts [50].

III.6.1.3 Avantages

- Peut être alimenté par différentes sources soit par la connexion USB ou avec une alimentation externe (6 à 20 V).
- La carte Arduino dispose d'une grande mémoire flash de 256 Ko pour stocker les codes.
- La programmation de l'Arduino peut se faire avec le logiciel IDE qui est téléchargé.
- Est doté d'un fusible à réarmement multiple qui assure la protection des ports USB de l'ordinateur contre les courts-circuits et les surintensités.
- L'Arduino Méga possède une trace qui peut être coupée afin de désactiver la réinitialisation automatique [51].

III.6.2 Capteurs de pression MPXV2102GP

Les appareils de la série MPX2102 sont des capteurs de pression piézorésistifs au silicium fournissant une tension de sortie très précise et linéaire directement proportionnelle à la pression appliquée. Le capteur est un diaphragme en silicium monolithique unique avec la jauge de contrainte et un réseau de résistances à couche mince intégré sur puce. La puce est un laser ajustée pour un étalonnage précis de l'échelle et du décalage et une compensation de la température [52].



Figure III.7:Capteur de pression MPXV2102GP.

III.6.2.1 Branchement du capteur avec Arduino

PIN 1: GND.

PIN2:+Vout.

PIN3: Vs.

PIN4 :-Vout.

L'utilisation de capteur de pression MPXV2102GP nous permet d'effectuer un suivi et mesuré la pression de 0 à 100 KPa des réservoirs d'O₂ et d'air depuis une carte Arduino.

Il sera facilement raccordable sur une entrée analogique d'une carte Arduino Méga.

III.6.3 Electrovanne de 220V

Electrovanne électrique, AC 220V Magnétique eau air vannes d'entrée d'air Interrupteur N/C
1/2"

- Matériaux : métal et plastique.
- Facile à installer, durable à utiliser.
- Entrée et sortie : raccords pour tuyau de 1,27 cm (diamètre extérieur).
- Utilisation : eau et fluides à faible viscosité [53].



Figure III.8: Electrovanne de 220V.

III.6.3.1 Types d'électrovannes

Electrovannes 2/2-3/2 à commande directe Le noyau est relié mécaniquement au clapet qui ouvre ou ferme l'orifice selon que la bobine est alimentée ou non. Le fonctionnement est indépendant du débit et de la pression (nulle ou maximale).

Il Existe principalement en versions 2/2 NF/ NO, 3/2 NF/NO/U.

- NF = Normalement fermée.
- NO = Normalement ouverte.
- U = Universelle [53].

III.6.4 Relai de quatre canaux

Le relais est un composant électromécanique, il joue le rôle d'un interrupteur, mais la commande de ce genre d'interrupteur n'est pas manuel, la commande se fait par l'application d'un effort approprié sur le relais, cet effort soit 5 volts ou 9 volts, soit 12 volts ou 220 volts [54].

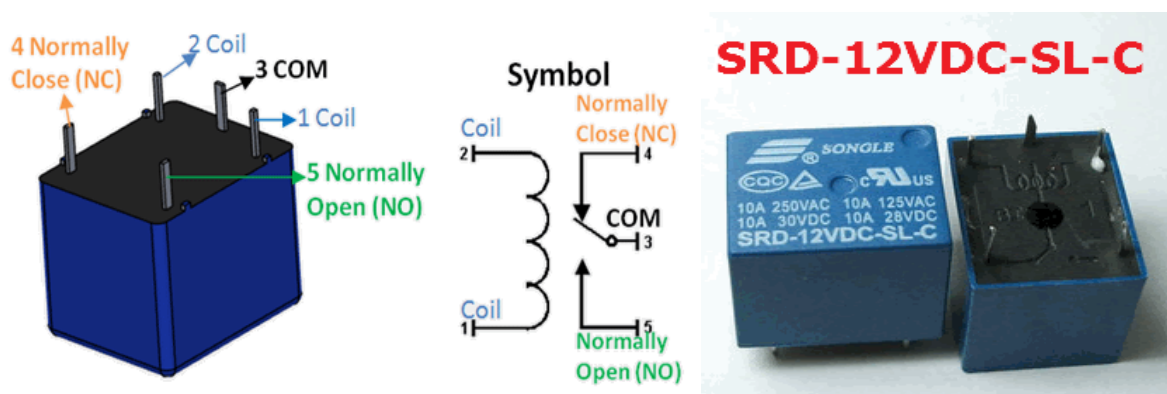


Figure III.9: Brochage de l'interrupteur de relai.

Dans notre projet nous avons utilisé un relai de quatre canaux présenté dans la figure suivant :

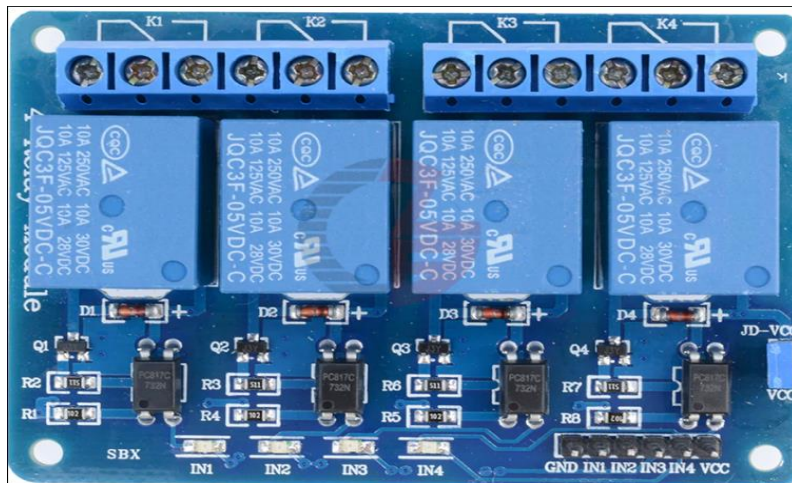


Figure III.10: Relai de quatre canaux.

III.6.4.1 Comment utiliser le relai

Les relais sont les dispositifs de commutation les plus couramment utilisés en électronique. Apprenons à en utiliser un dans nos circuits en fonction des exigences de notre projet.

Avant de procéder au circuit pour piloter le relai, nous devons considérer deux paramètres importants du relai. Une fois la tension de déclenchement, c'est la tension nécessaire pour activer le relai qui doit changer le contact de commun-> NC à commun-> NO. Notre relai a ici une tension de déclenchement de 5V.

III.6.5 Moteur à courant continu (moteur d'essuie-glace)

Il n'y a qu'un seul actionneur dans le système mécanique, à savoir le moteur à courant continu. Comme son nom l'indique, le moteur fonctionne en courant continu et convertit l'énergie électrique en énergie mécanique. Pour notre système, nous utilisons ce moteur d'essuie-glace pour vider le réservoir de stimulation en des pompons. Cela est dû à la commande de mouvement linéaire de notre système mécanique connecté au moteur. Le moteur lui-même est contrôlé par un programme dans Arduino.



Figure III.11:Le moteur d'essuie-glace de 12V.

III.6.5.1 Fonctionnement d'un moteur d'essuie-glace

Voyons succinctement la constitution d'un moteur d'essuie-glace. On distingue deux parties :

- Le moteur électrique : il est composé d'un induit (partie tournante), d'inducteurs à aimant permanent fixés sur la carcasse, et de trois balais sur le collecteur d'induit.
- Le mécanisme de transmission de la rotation moteur : il est constitué d'une vis sans fin en bout d'induit, qui transmet le mouvement à un pignon de grande taille pour démultiplier la vitesse de rotation (ce pignon possède sur sa face plusieurs pistes concentriques pour les liaisons électriques reliées à des contacts fixés sur le carter) [55].

III.6.6 Driver moteurs L298N

Le L298 est un circuit monolithique intégré dans un boîtier Multiwatt et PowerSO20 à 15 conducteurs. Il s'agit d'une haute tension, pilote double pont complet à courant élevé conçu pour accepter les niveaux logiques TTL standard et piloter des charges inductives telles que des relais, solénoïdes, moteurs à courant continu et moteur pas à pas. Deux entrées d'activation (input) sont fournies pour activer ou désactiver le dispositif, indépendamment des signaux d'entrée. Les émetteurs des transistors inférieurs de chaque pont sont connectés ensemble et la borne externe correspondante peut être utilisée pour la connexion d'une résistance de détection externe. Une entrée d'alimentation supplémentaire est prévue pour que la logique fonctionne à une tension inférieure. [56].

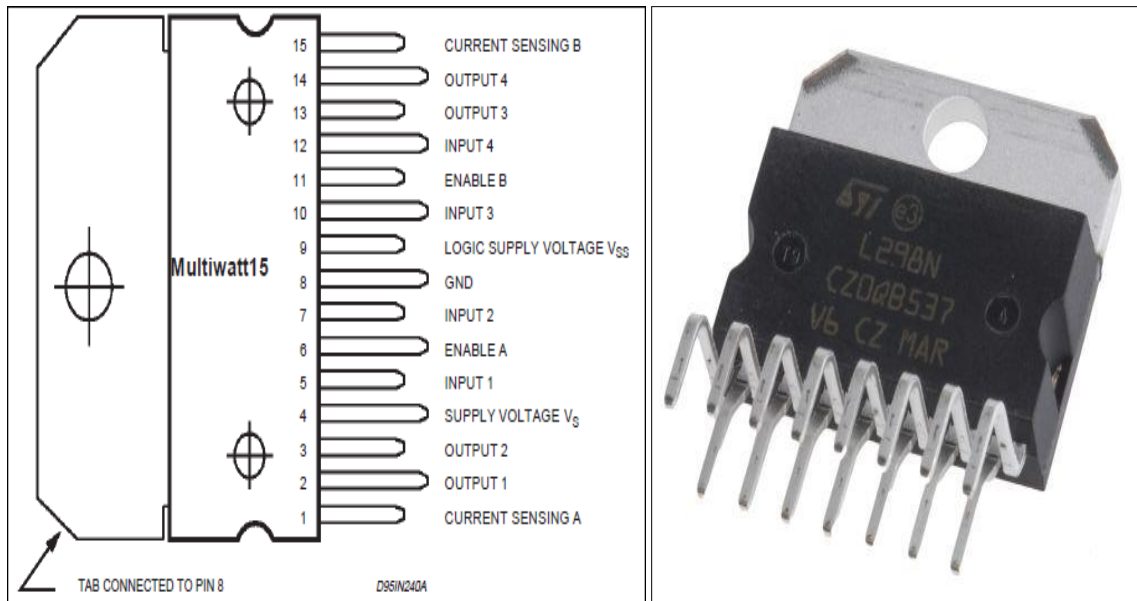


Figure III.12 : Driver moteur L298N.

Dans la réalisation pratique de notre prototype nous avons ajouté un autre module de driver L298N relié avec le driver précédent présenté dans la figure suivante :

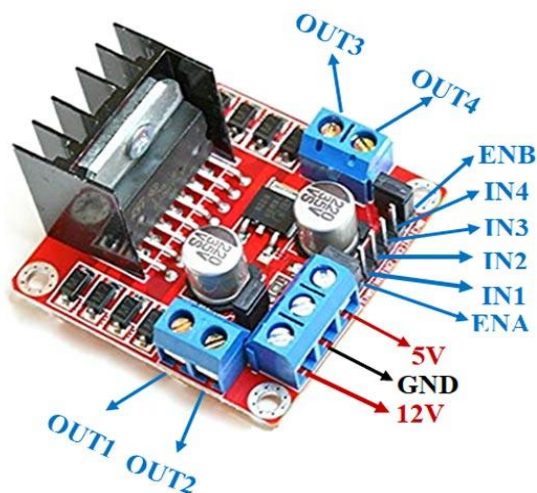


Figure III.13 : Module driver L298N.

III.6.6.1 Utilisation du L298N avec Arduino et un moteur DC

Avec un seul pont L293D et un Arduino on va être capable de piloter 2 moteurs à courant continu indépendamment l'un de l'autre. Si la puissance des moteurs est faible, on peut même utiliser le 5V en sortie de notre Arduino pour alimenter le moteur DC.

Dans notre réalisation pratique on utilise un moteur d'essuie-glace qui consomme beaucoup d'énergie, nous avons relié (faire chaintre) les deux drivers L298N avec le moteur.

III.6.7 Un Réservoir d'O₂ et l'autre pour l'air

Dans notre projet, nous avons besoin d'un réservoir d'oxygène, un autre pour comprimer l'air et régler la pression et le débit, et un autre pour mélanger l'oxygène et l'air. Dans la mise en œuvre réelle, nous avons utilisé un simple ballon gonflable, et pour le réservoir de stimulation pulmonaire, nous avons utilisé un réservoir de ventilateur manuel.



Figure III.14 : Des ballons à gonfler.

III.6.8 Une conception mécanique reliée avec le moteur

Nous avons créé un système mécanique relié avec le moteur essuie-glace à courant continu, Il s'agit d'un convertisseur électromécanique d'énergie entre le moteur parcouru par un courant continu et une conception mécanique selon la source d'énergie. En fonctionnement, l'énergie électrique est transformée en énergie mécanique qui souffle artificiellement de l'air chargé en oxygène et permet d'éliminer le dioxyde de carbone par la ventilation d'après une électrovanne expiratoire.

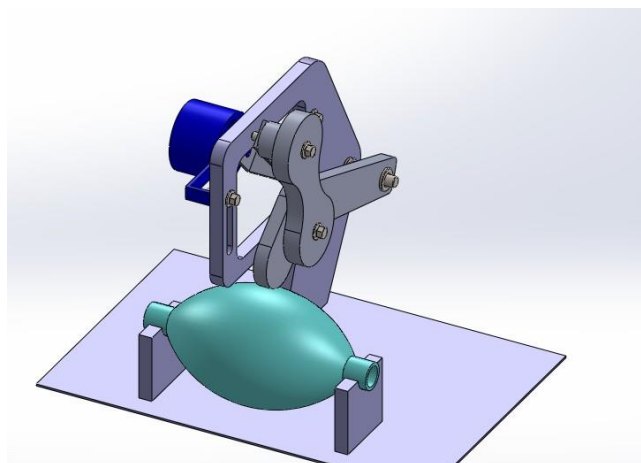


Figure III.15: Conception mécanique utilisée.

Chapitre III : Conception et réalisation de notre prototype

III.6.9 Des tuyaux de différents diamètres

Dans notre prototype nous avons utilisé des tuyaux des différents diamètres pour relier les électrovannes avec les réservoirs d'O₂ et d'air.



Figure III.16: Des tuyaux de différent diamètre

III.6.10 Une plaque d'essai

La plaque d'essai sans soudure nous permet de réaliser rapidement un montage électronique en insérant les pattes des composants et les fils dans les trous. [41]

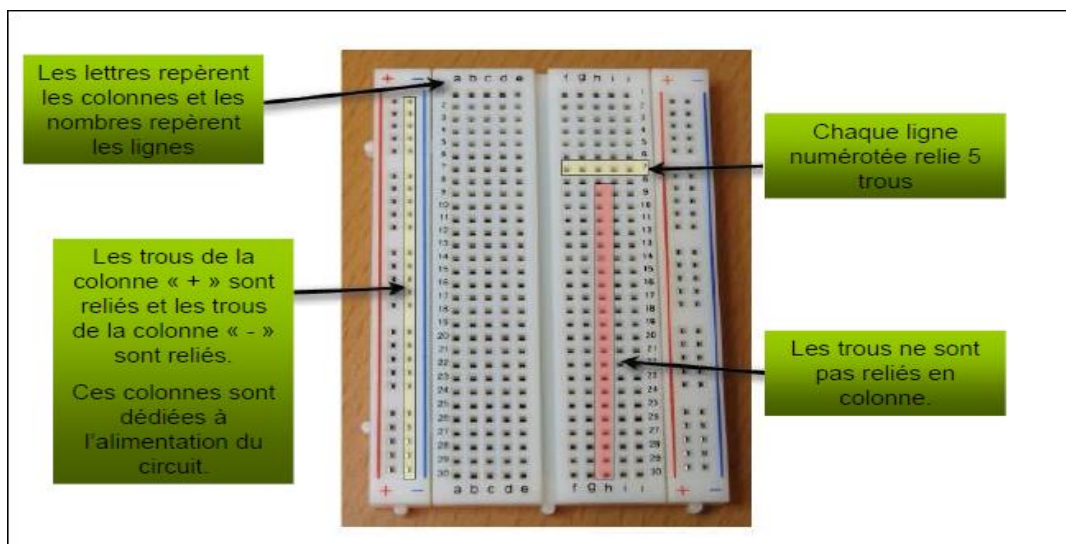


Figure III.17:une plaque d'essai.

La plaque d'essai s'utilise avec des straps (les fils de connexion) sont des fils de cuivre isolés, de longueur et couleurs variable.



Figure III.18:les straps.

III.6.11 Un câble USB

Un câble est un cordon composé de différents conducteurs isolés entre eux et recouvert d'une gaine de protection. USB, est l'acronyme de (Universal Serial Bus). Le câble USB est donc le connecteur qui permet de relier différents éléments via le bus série universel et alimenté les projets Arduino.



Figure III.19 : Câble USB.

III.6.12 Le potentiomètre de 10K

Le potentiomètre, rotatif comme ici, ou à glissière, est une résistance variable. Entre les extrémités, il y a la résistance maximale. La patte centrale est le curseur. C'est la résistance entre cette patte centrale et une extrémité que l'on peut faire varier en tournant le bouton. Le potentiomètre est donc un capteur. Il se branche sur les entrées analogiques de l'Arduino.

Notre moteur de réalisation est basé sur le principe de résistance variable et se câble presque de la même façon, le potentiomètre sont ajouté pour diminuer ou augmenter la vitesse de moteur. [41]



Figure III.20:potentiomètre de 10K.

III.7 Caractéristiques des composants utilisés

Arduino Méga 2560	<ul style="list-style-type: none"> • 54 broches numériques d'entrées/sorties (dont 14 peuvent être utilisées en sorties PWM (largeur d'impulsion modulée). • 16 entrées analogiques (qui peuvent également être utilisées en broches entrées/sorties numériques). • 4 UART (port série matériel). • Un quartz 16Mhz. • Une connexion USB. • Un connecteur d'alimentation jack. • Un connecteur ICSP (programmation "in-circuit"). • Un bouton de réinitialisation (reset). • Deux fois plus chère que l'Arduino UNO. • Taille plus énorme que l'Arduino UNO.
Capteur de pression MPXV2102GP	<ul style="list-style-type: none"> • Température compensée entre 0°C et +85°C • Options de paquets de cartes à puce faciles à utiliser • Disponible en configurations absolue, différentielle et de jauge • 0 à 100 kPa (0 à 14,5 psi) avec 40 mV pleine échelle.
Relai	<ul style="list-style-type: none"> • Tension de déclenchement (tension à travers la bobine): 5V DC • Courant de déclenchement (courant nominal): 70mA • Courant de charge AC maximum: 10A avec 250 / 125V AC • Courant de charge DC maximum: 10A avec 30 / 28V DC • Configuration compacte à 5 broches avec moulage en plastique

Chapitre III : Conception et réalisation de notre prototype

	<ul style="list-style-type: none">• Temps de fonctionnement: 10msec Temps de sortie: 5msec• Commutation maximum: 300 fonctionnement / minute (mécaniquement).
Moteur essuie-glace	<ul style="list-style-type: none">• Tension d'alimentation 12 V• Courant max est 6 A.• Puissance 35 watts• Vitesse moteur (grande) 3000t/mn (35 t/mn après réducteur)• Vitesse moteur (petite) 2000t/mn (50 t/mn après réducteur)• Résistance induit 0,5 ohms• Couple de sortie 4 N.m• Effort sur bras essuie-glace (pour 1 bras de 600mm) 7 N

Tableau III.1 : Caractéristiques des composants de réalisation.

III.8 Partie hardware

III.8.1 mode de connexion (partie hard)

Partie N°01 :

Nous avons conçu un système de contrôle pour l'ouverture et la fermeture automatique des électrovannes relié avec un relai de quatre canaux et la mesure de débit à partir des trois capteurs de pression, voici le schéma de câblage de ce système.

Matériels utilisés

- Trois capteurs de pression MPXV2102GP.
- Quartes électrovannes de 220V.
- Une carte Arduino Méga 2560.
- Un relai de 5V à quatre canaux.

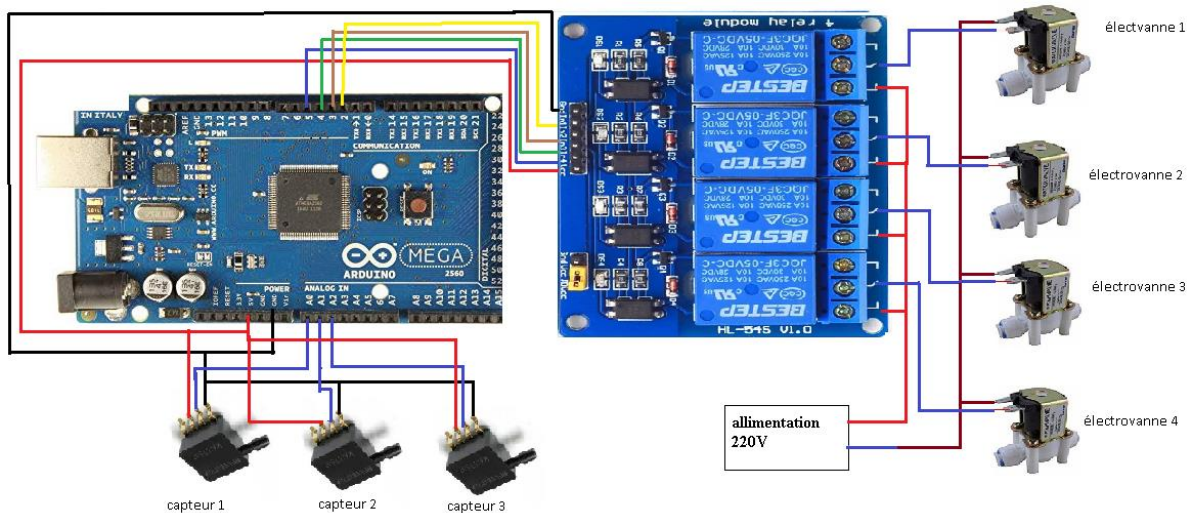


Figure III.21 : schéma de câblage des électrovannes et capteur de pression.

Partie N°02 :

Moteur DC et deux drivers L298N avec Arduino :

Pour le transformer en courant continu, pour faire tourner un moteur d'essuie-glace qui marche ordinairement sur une alimentation continue, il faut mettre un pont de diodes (un driver moteur) entre la sortie 12 volts et le moteur.

Matériels utilisés

- Un moteur d'essuie-glace de 12V.
- Deux drivers L298N.
- Un potentiomètre de 10K.
- Une carte Arduino méga 2560.

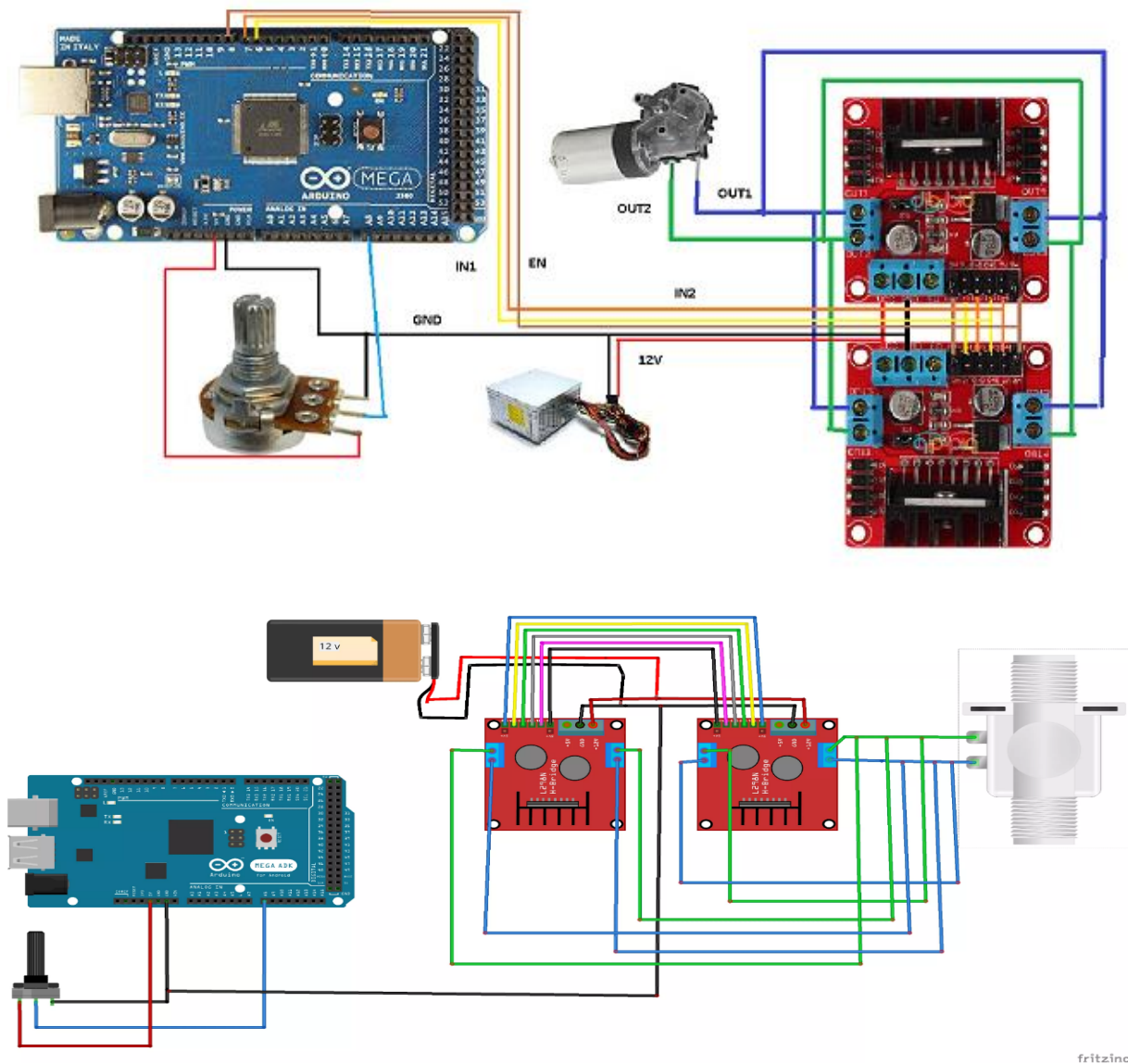


Figure III.22 : Schéma de câblage moteur avec des deux driver l298N.

III.9 Alimentation de système

Nous avons besoin de deux alimentations continues et alternatives, une alimentation DC de 12V pour alimenter les driver L298N qui commande le moteur d'essuie-glace à courant continu. On utilisait une alimentation pour PC.

Et l'autre une alimentation AC de 220V pour l'alimentation des relais qui commandait les électrovannes à utiliser une prise d'alimentation.

III.10 Réalisation pratique de prototype

Notre prototype est décomposé en 3 parties :

Chapitre III : Conception et réalisation de notre prototype

Nous avons utilisé deux électrovannes unidirectionnelles reliées avec les réservoirs (nous avons utilisées des ballons) à l'aide des tuyaux chacun a un capteur de pression MPXV2102, et commandé avec la carte Arduino Méga

Dans le premier temps les deux premières électrovannes, sont ouvertes au même temps pour laisser passer l'air et l'O₂ et faire le mélange dans un seul réservoir.



Figure III.23: le câblage réel de première partie.

Dans la deuxième partie le réservoir stimule les poumons du patient, à partir de l'ouverture de troisième électrovanne d'après une valeur de pression mesurée pendant certain temps qui exprime le temps d'inspiration de patient et Il change en fonction de l'état du patient.

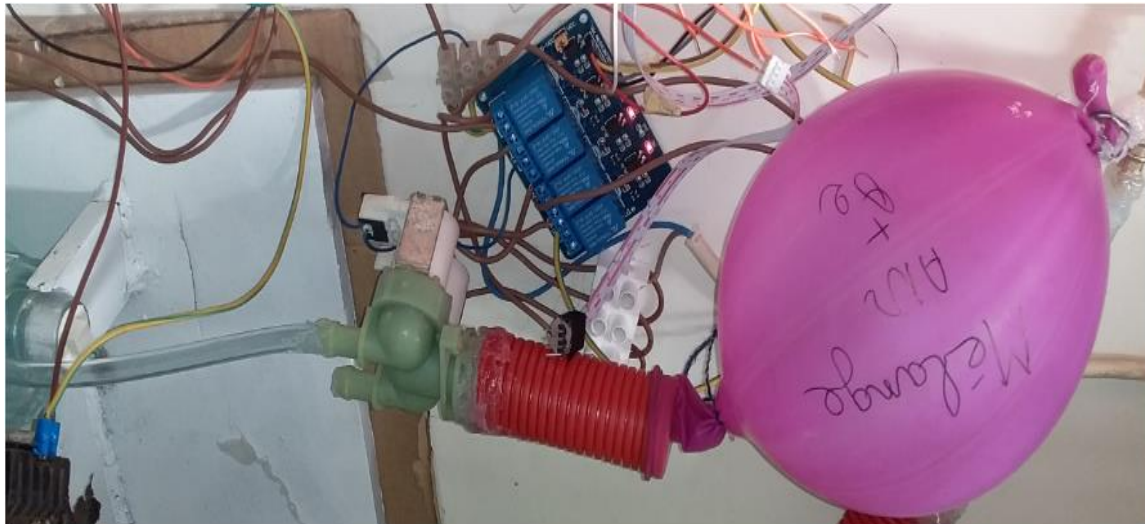


Figure III.24 : le câblage réel de la deuxième partie (stimulation des poumons).

Dans la dernière partie (contraction des poumons) nous avons utilisé le moteur à courant continu, lorsqu'il est sous pression, l'oxyde de carbone est libéré par la dernière électrovanne pendant certain temps second qui représente l'expiration du patient.

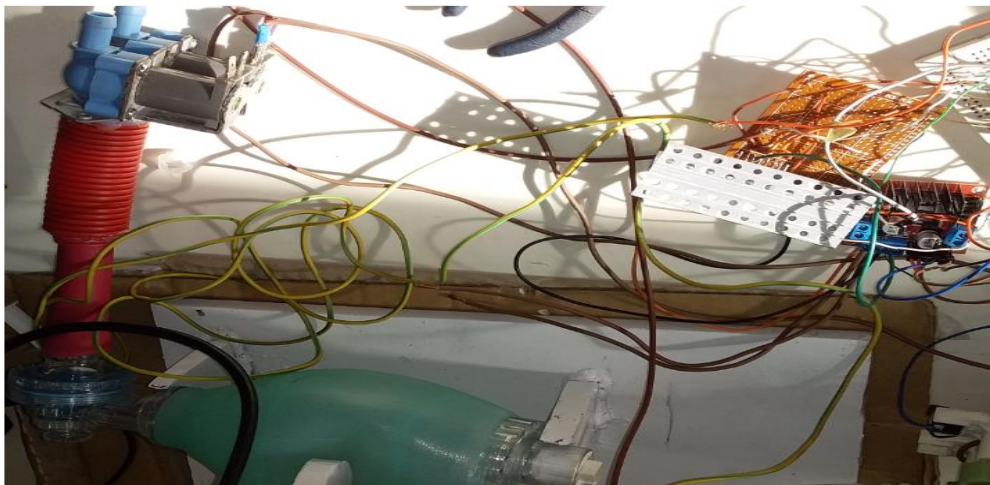


Figure III.25:le câblage réel de la dernière partie (contraction des poumons).

III.11 Partie software

Dans cette section nous décrivons les organigrammes de programmation pour représenter graphiquement des opérations et de décisions effectuées par les différents scénarios de notre réalisation.

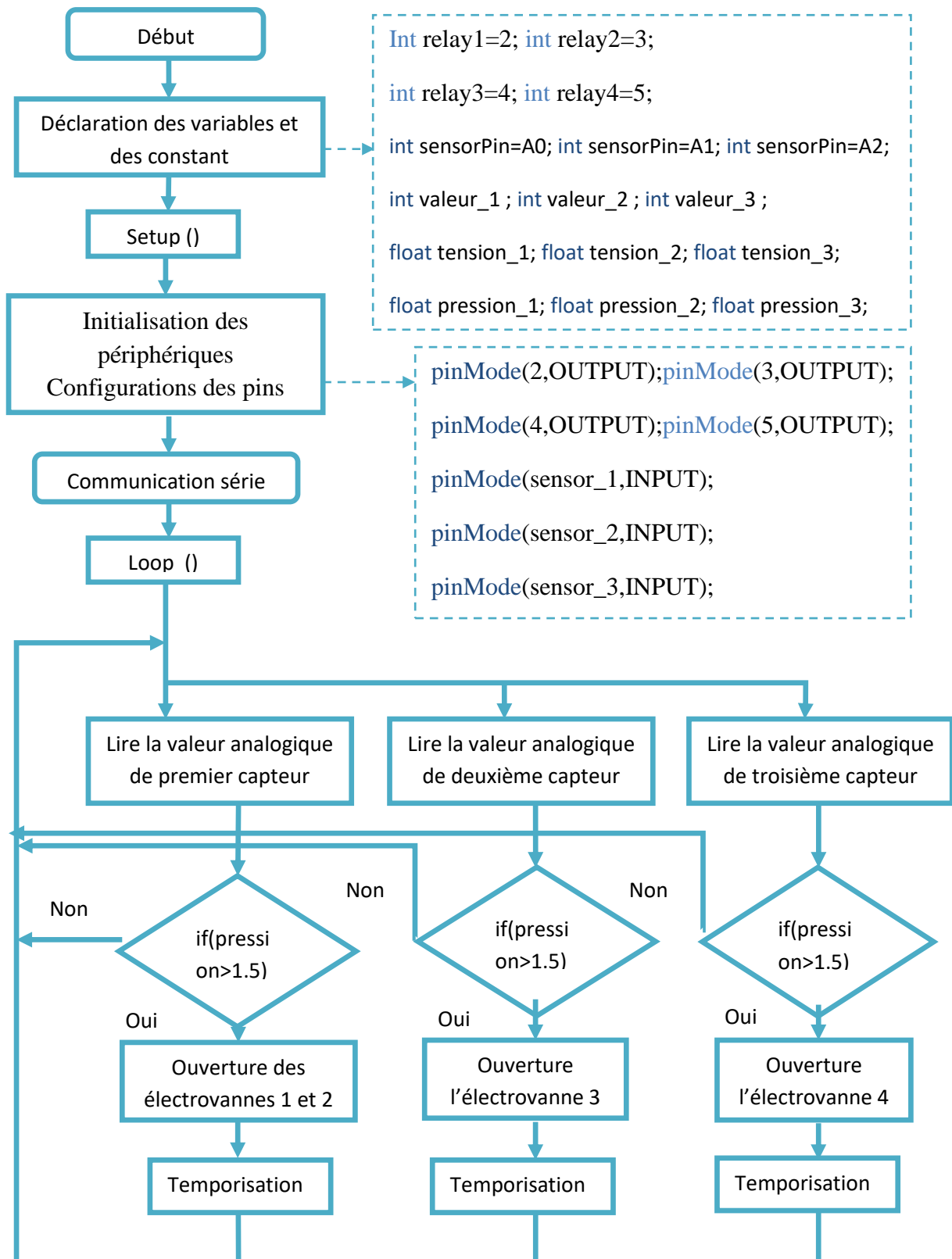
III.11.1 Organigramme fonctionnel des capteurs de pression avec les électrovannes

Dans cet organigramme nous avons présenté les différents états de fonctionnement des électrovannes (fermé/ouvert), à condition d'une valeur mesurée à l'aide d'un capteur de pression MPXV2102GP.

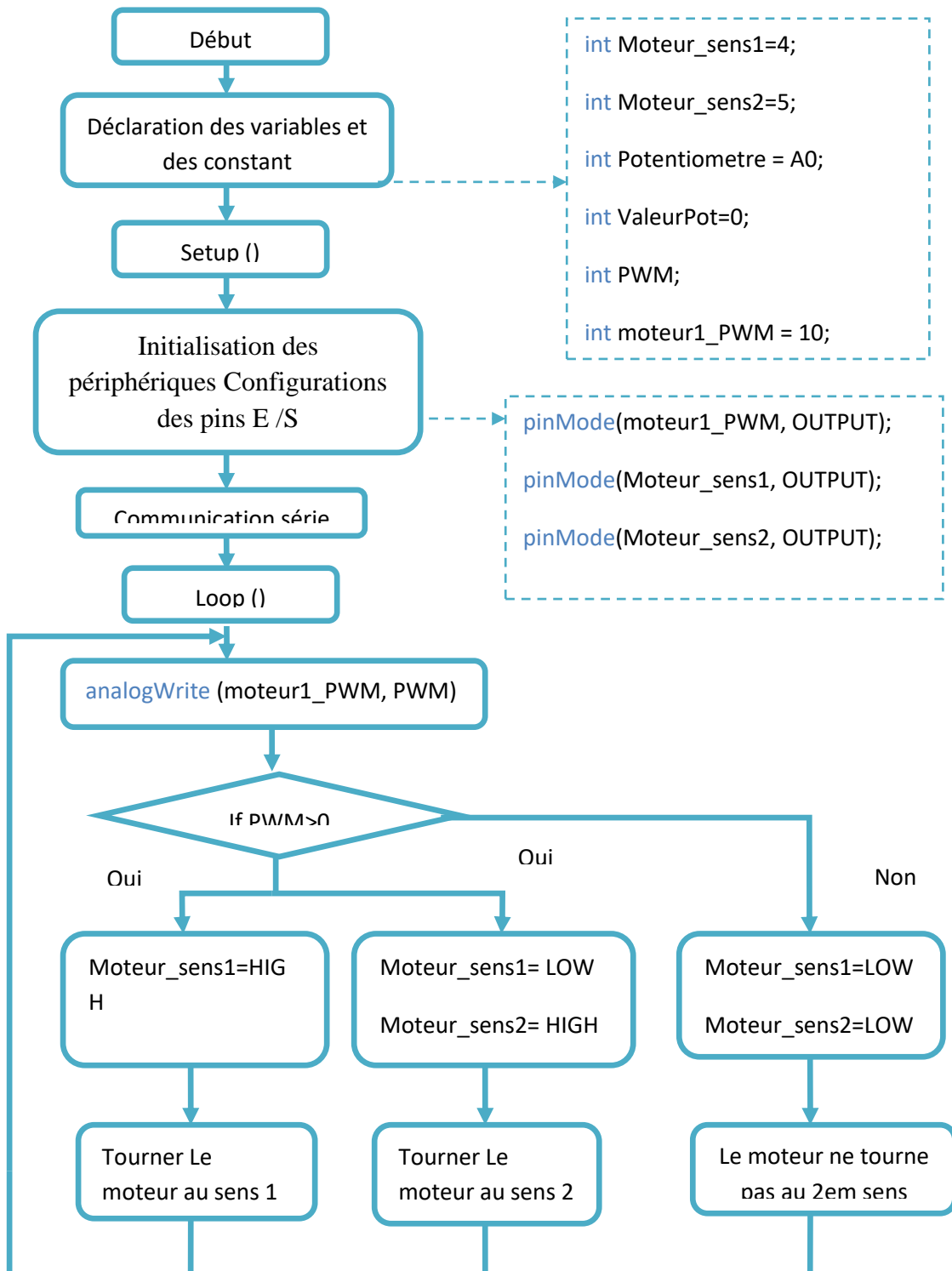
Le mode capteur : la carte Arduino fournit les commandes nécessaires pour que l'électrovanne est ouvert ou fermer, à savoir les informations reçues par les capteurs de pression.

Le but de notre code va être de :

- Lire les trois tensions sur les broches A0, A1.A2
- Convertir ces tensions en des pressions.
- Ouvrir et fermé les électrovannes a condition des valeurs de pression.
- Recommencer au premier point.



III.11.2 Organigramme fonctionnel de moteur avec des deux driver



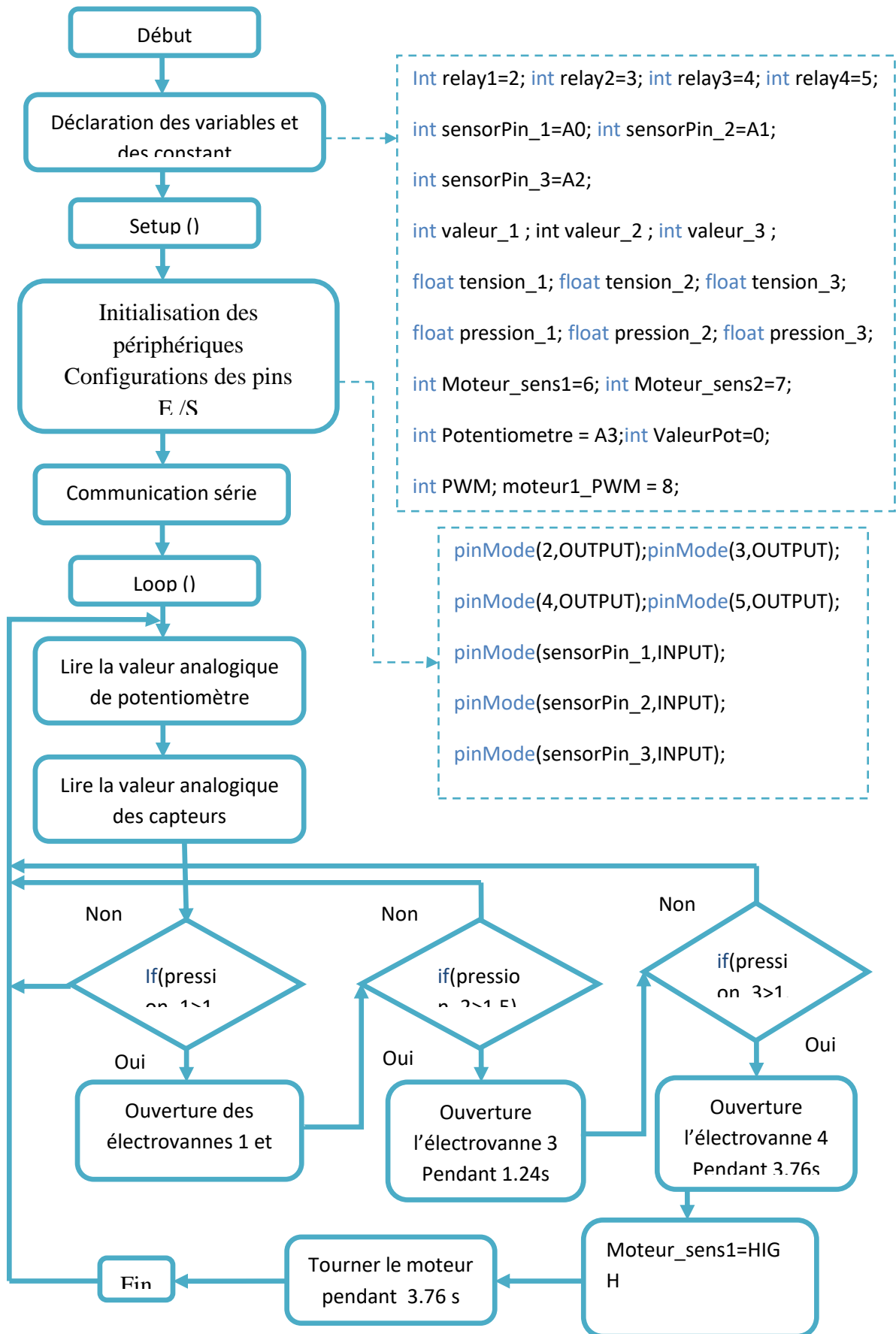
Chapitre III : Conception et réalisation de notre prototype

Dans l'organigramme précédent nous avons présenté le fonctionnement du moteur reliant avec un driver L298N, le but est de faire tourner le moteur avec l'augmentation de valeur PWM avec un potentiomètre, et tourner le moteur en deux sens, Arduino fourni les informations essentielles pour tourner le moteur :

ENA (moteur1_PWM) : permet de d'envoyer où pas d'après la valeur PWM.

IN1 /IN2 (sen1 /sens2) : broches de commande de pont H (driver L298N).

III.11.3 Organigramme fonctionnel général



III.12 Les obstacles rencontrés

Au cours de la réalisation de notre projet, nous avons rencontré des difficultés pratiques, telle que la non-disponibilité des composants électronique dans la wilaya de Bouira, ce qui nous oblige à faire des déplacements ailleurs pour les avoir avec des couts très élevés, ce qui cause des retards dans notre recherche.

Nous n'avons pas trouvé des réservoirs réels de l'02 et l'air comprimés

III.13 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons commencé par une conception générale détaillée sur notre projet, on a présenté notre prototype en expliquant le principe de fonctionnement, et présenté en détail les matériaux et les composants électroniques dont en a besoin dans la réalisation, en a expliqué leurs fonctionnements, et leurs différentes caractéristiques.

Et ensuit le mode de connexion des composants (partie hardware), et leurs fonctionnements sous forme d'organigrammes.

Conclusion générale

Conclusion générale

A travers ce travail, nous espérons apporter une assistance aux services médicaux algériens qui sont sérieusement inexpérimentés dans le domaine de la respiration artificielle. L'objectif initial est de concevoir et produire des ventilateurs fonctionnels pouvant aider les patients et assurer le cycle respiratoire (inspirer / expirer), malheureusement, cet objectif est abaissé en fonction des matériaux disponibles et du temps.

Nous avons conçu et construit un prototype de respiration artificielle avec les moyens de bord, réalisé autour d'une carte électronique Arduino Méga dont les résultats sont satisfaisants.

Ce travail nous permet d'améliorer nos compétences et nos connaissances en respirateurs artificiels, ainsi que leurs principes de fonctionnement, nous sommes impliqués dans le domaine de l'électronique (comment utiliser les cartes Arduino, comment améliorer les logiciels IDE, comment développer des projets ...).

Enfin on souhaite que ce travail soit une bonne référence aux futurs étudiants qui pourront apporter des améliorations sur ce prototype, notamment d'autres modes de fonctionnement et des outils de développement assurant la conformabilité de patient. Comme perspectives on peut citer:

- Utilisation d'un matériel consistant pour réaliser un respirateur fonctionnel et utilisable dans les hôpitaux.
- Perfectionner notre conception et ajouter des systèmes de contrôle à distance et des systèmes de sécurité (des alarmes...).

Bibliographie

Bibliographie

- [1] C.CHOPIN, « L'histoire de la ventilation mécanique: des machines et des hommes ». Réanimation, 2007, vol. 16, no 1, p. 4-12.
- [2] A, BOUHARROU ET YVES, HENNEQUIN. « L'évolution de la ventilation artificielle chez le prématuré ». 2012.
- [3] PHAM, Tàì, RICHARD, J.-C., et BROCHARD, L. « Assistance par circulation extracorporelle veino-veineuse dans le traitement du syndrome de détresse respiratoire aiguë: rationnel et objectifs cliniques ». Réanimation, 2013, vol. 22, no 3, p. 577-583.
- [4] VILAREM, J. F. « Notes de cours BD Licence d'Informatique », Université Montpellier 2, 2006.
- [5] S. JABER, X. CAPDEVILA, JJ. ELEDJAM. « Le respirateur et la ventilation en anesthésie ». Montpellier, janvier 2006
- [6] A.ESTEBAN, A.ANZUETO, F.FRUTOS, ALIA I, BROCHARD L, STEWART TE, BENITO S, EPSTEIN SK, APEZTEGUIA C, NIGHTINGALE P, ARROLIGA AC, TOBIN MJ, et all. « Characteristics and outcomes in adult patients receiving mechanical ventilation: a 28-day international study ». Jama 2002, 287(3):345-55
- [7] S.JABER, B.JUNG, Y. COISEL, et al. « Les nouveaux modes ventilatoires utilisant des boucles automatisées dans le sevrage ventilatoire ». 2012.
- [8] A.ARICHE, « L'étude et la réalisation d'un respirateur artificiel micro-contrôle. Thèse de doctorat », Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, 2013.
- [9] N.DAOUI, « la ventilation artificielle: présentation d'un ventilateur de réanimation. 2016. thèse de doctorat ». Université mouloud Mammeri.
- [10] A. EGHIAIAN, JE. BAZIN, JL .BOURGAIN, X. COMBES, S .JABER, P MICHELET, M. PANCZER, F. SERVIN, K .NOUETTE GAULAIN, et all. « Socle de connaissances sur les Respirateurs (réanimation et urgences) et les machines d'anesthésie ». Société Française d'Anesthésie et de Réanimation, 2013.
- [11] www.soins-infirmier (consulté le mois de juillet).

[12] A.SOW, F.SALVADOR, C.DARTAILH, M.DIALLO, « réalisation d'une vidéo pédagogique sur la ventilation artificielle ». Université de technologie compiègne. ABIH 2018

[13] M.CHAFAI, H .BENTARZI. « Maintenance et Sécurité d'un Respirateur Artificiel Utilisant la Méthode AMDEC ».

[14] SIMUNEK, V. ZUPAN, RAZAFIMAHEFA, H., CHABERNAUD, J. L, et al.
« Avancées médicales et progrès techniques en réanimation néonatale ». 2007.

[15] BEY, CHRISTOPHE. « Gestion des ressources cognitives et stratégies d'adaptation courte terme chez les pilotes d'aéronefs ». 2016. Thèse de doctorat. Bordeaux.

[16] B. Vallet a, Y. Blanloeil b, B. Cholley c, G. Orliaguet d, S. Pierre e, B. Tavernier a LA, H. A. S., LEMANISSIER, BML-Bibliothèque Médicale AF, DE CONSTANTINE, Ecole de Formation ParaMédicale, et al. « Stratégie du remplissage vasculaire périopératoire ». Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation 32 (2013) 454–462.

[17] MURIEL, H. ANDRIAMIS, « Gestion des dispositifs médicaux en milieu hospitalier: cas du cenhosoa en 2016 ». 2018.

[18] J.CABANNE, T. MARTINEZ, M.THICOIPE. « Transport intra et inter hospitalier d'un patient ventilé ».

[19] G. ASCH, les capteurs en instrumentation industrielle, Dunod/Bordas, Paris, 1982.

[20] R. HERZOG, Cours « Capteurs: Slides capteurs partie 1. Haute école d'ingénierie ET de gestion de canton de vod, institue d'automatisation industrielle, septembre 2010.

[21] S.OUAKED, «Etude et simulation d'un système de suivi d'un véhicule basé sur ARDUINO et GPS-GSM module », mémoire de fin d'études master réseaux télécommunication, Université MMTO, année 2016.

[22] A. MANSOUR. « Etude et réalisation d'un système de sécurité basé sur module GSM Sim 900 via ATMEGA 328 ». 2018. Thèse de doctorat. Université Mouloud Mammeri.

[23] K.BELLAL ET Z.ZERIOUL, «Conception et réalisation d'un système domotique a base Arduino », mémoire de fin d'études master professionnel ; Université MMTO année 2015/2016.

[24] <https://sante-medecine.journaldesfemmes.fr/faq/27846-debit-respiratoire-definition>

(consulté le 20/11/2020)

[25] « Chap. V : Capteur de débit, 2006-2007 ». (Consulté le mois de juillet), disponible sur [http://gatt.fr/CIRA/Cours/Instrum/CIRA1%20%205\)%20Debit.pdf](http://gatt.fr/CIRA/Cours/Instrum/CIRA1%20%205)%20Debit.pdf),

[26] A. BENICHOU «Conception et Modélisation d'un accéléromètre microélectronique triaxial », mémoire de magister, Université de Tlemcen, 2012.

[27] GEORGE et ASCH et Collaborateurs. « Les Capteur en Instrumentation industrielle », Edition Dunod, 1982.

[28] M .JEAN-NOËL, « Initiation à la mise en œuvre matérielle et logicielle de l'Arduino ». Centre de Ressources Art Sensitif, novembre 2006

[29] K.MERABET, «Etude et simulation d'un capteur de pression capacitif au silicium », mémoire de magister, université de Constantine, 2010.

[30] M.LEHDIR, «Etude et réalisation d'un capteur de température a base du DS1621 via le port série », mémoire de fin d'études DUEA ; Université MMTO année 2008.

[31] A.BOURJILAT, « Etude et conception d'une plateforme micro fluidique pour la détection de séquence ADN par spectroscopie d'impédance ». 2017. Thèse de doctorat.

[32] P. Menini. « Faisabilité d'un capteur de pression capacitif miniature sur silicium. Micro et nanotechnologies/Microélectroniques ». Université Paul Sabatier - Toulouse III, 1998.

[33] A.permuy, « Capteur à semi-conducteurs, technique de l'ingénieur, traité électronique », E 2 310- 7(1990).

[34] S.BABACI, B.BERROUA, MOHAMMED. « Etude ET réalisation d'un capteur de pression différentielle à inductance variable ». 2012. Thèse de doctorat.

[35] G. ASCH et collaborateurs. Acquisition de données, du capteur à l'ordinateur.Dunod Ressource publiée sur EDUSCOL-STI

[36] S. OULHADJ, L.BAKADIR, A.HARROUZ, et al. « Modélisation et Simulation des débitmètres dans l'industrie du gaz ». 2017. Thèse de doctorat.

- [37] D.PASCAL, « Mesure et capteurs de débit » 21/09/2001(consulté le mois de novembre)
<https://sitelec.org/cours/dereumaux/mesurdebit.htm>
- [38] OLIVIER, Audrey, PIERREFEU, Gilles, SCOTTI, Mattia, et al. « Incertitudes des mesures de débit réalisées à l'ADCP ». Journées de l'hydraulique, 2008, vol. 30, no 1, p. 1-7.
- [39] E.BARTMANN, « le grand livre d'arduino » : Serial Makers ,3^{ème} édition, éditions Eyrolles 61, bd Saint-Germain 75240 Paris Cedex 05 www.editions-eyrolles.com .
- [40] AMS (Assistants médicales spécialistes), Bouteilles d'oxygène gazeux, Assistants médicaux spécialistes.
- [41] C. Fréou et A. Grimault, « découvertes des cartes ARDUINO Decouverte_arduino.odt »
www.Techmania.fr.
- [42] ASTALASEVEN, ESKIMON ET OLYTE, « Arduino pour bien commence en électronique et en programmation ». Licence Creative Commons BY-NC-SA 2.0, Dernière mise à jour le 4/08/2012.
- [43] BÜRKERT FLUID CONTROL SYSTEMS, « Vue d'ensemble Electrovanes», Bürkert Contromatic France, 06/10, disponible sur le lien
https://www.burkert.fr/fr/content/download/6978/228998/file/01_Electrovanes_FR_version%20light.pdf?id=98
- [44] C. Tavernier, « Arduino applications avancées ». Version Dunod.
- [45] AMS (Assistants médicaux spécialistes), Bouteilles d'oxygène gazeux, Assistants médicaux spécialistes. Manuel d'utilisation de réservoir d'O2.
- [46] Bürkert Fluid Control Systems, « Vue d 'ensemble Electrovanes », Bürkert Contromatic France, 06/10, disponible sur le lien
https://www.burkert.fr/fr/content/download/6978/228998/file/01_Electrovanes_FR_version%20light.pdf?id=98
- [47] « Technologie électrovannes et vannes Fonctionnement, terminologie et types de construction », disponible sur le lien www.asco.com
- [48] <https://vbm-medical-fr.jimdo.com/produits/accessoires-pour-l-anesth%C3%A9sie-les-soins-intensifs/raccords/>

[49] A.MOUSSAOUI, « Conception et réalisation d'un bras manipulateur commandé par l'Arduino Méga 2560 », mémoire de master Option : Modélisation et Simulation en Mécanique, Université M'hamed Bougara de Boumerdes, 2017.

[50] <https://www.redohm.fr/2014/12/arduino/#Haut>

[51] <http://www.planetjeux.net/post/les-avantages-de-la-carte-arduino-mega>

[52] Datasheet MPXV2102GP

[53] « Technologie électrovannes et vannes Fonctionnement, terminologie et types de construction », disponible sur le lien www.asco.com

[54] <https://components101.com/5v-relay-pinout-working-datasheet>

[55] D.KHOBZAOUI, A.BELHADJ ABDERAHIM, « Etude et réalisation d'un système d'essuie-glace à commande électronique à Distance », Mémoire Master, Spécialité : Construction mécanique, Université Abou Bekr Belkaïd de Tlemcen Faculté de Technologie,

[56] Datasheet L298N

[57] « Arduino dossier ressource pour la classe ». Disponible sur le lien :

<https://docplayer.fr/1031596-Arduino-dossier-ressource-pour-la-classe.html> (consulté mois de novembre 2020)

Résumé

Résumé

Ce projet s'intéresse à la conception et la réalisation d'un respirateur artificiel à l'aide d'un module Arduino. Il permet principalement d'assister un patient dans sa fonction respiratoire et aidera à éliminer les problèmes qui peuvent causer des maladies respiratoires, nous voulions créer une solution à un problème du monde réel. Cet élément permet l'envoi de l'O₂ et l'air comprimé et réguler dans les poumons de patient.

Il sera d'une grande aide pour l'insuffisance respiratoire d'un patient grâce à un réservoir de stimulation des poumons de patient relié avec deux électrovannes d'inspiration et d'expiration correspondant à un cycle respiratoire d'un patient.

Mots clés: Respirateur artificiel, Arduino, électrovanne, insuffisance respiratoire.

Abstract

This project focuses on the design and realization of an artificial respirator using an Arduino module.

This work allows mainly assisting a patient in his respiratory function and will help to eliminate problems that can cause respiratory diseases, we wanted to create a solution to a real world problem. This element allows sending O₂ and compressed and regulated air into the patient's lungs, it consists of a bellows that is filled with the air to be ventilated.

It will be of great help for the respiratory insufficiency of a patient thanks to a reservoir of stimulation of the patient's lungs connected with two solenoid valves of inspiration and expiration corresponds to a respiratory cycle of a patient.

Key words: Artificial respirator, Arduino, solenoid valve, respiratory failure.

ملخص

يهتم هذا المشروع البحثي بتصميم وبناء جهاز أولي للتنفس الاصطناعي باستخدام وحدة Arduino.

يساعد هذا العمل بشكل أساسي في مساعدة المريض في وظائفه التنفسية وسيساعد في القضاء على المشاكل التي يمكن أن تسبب أمراض الجهاز التنفسي، أردنا إيجاد حل لمشكلة العالم الحقيقي؛ يسمح هذا العنصر بإرسال O₂ و الهواء إلى رئتي المريض.

سيكون مفيداً جداً لفشل الجهاز التنفسي للمريض بفضل خزان تحفيز الرئة الخاص بالمريض المتصل بصمامين لولبيين شهيق و زفير التي تتوافق مع الدورة التنفسية للمريض.