

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République Algérienne démocratique et populaire
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique
جامعة سعد دحلب البليدة
Université SAAD DAHLAB de BLIDA
كلية التكنولوجيا
Faculté de Technologie
قسم الإلكترونيك
Département d'Électronique



Mémoire de Master

Mention : Électronique

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

présenté par

KASSONGUE Mariam

&

TIMTAOUCINE Meriem

Étude et Réalisation d'un Respirateur Artificiel

Proposé par : Dr. A. Chentir

Année Universitaire : 2020-2021

REMERCIEMENTS

En premier lieu, nous tenons à remercier Dieu le tout puissant qui nous a donné la force et la patience pour accomplir notre travail.

En second lieu, nos remerciements vont tout droit à Melle A. Chentir pour tout ce qu'elle nous a appris, ainsi pour l'ambiance dans laquelle nous avons travaillé, pour sa discipline, sa présence, sa disponibilité, sa gentillesse et son soutien.

Nos vifs remerciements vont également aux membres du jury pour l'intérêt qu'il ont porté à notre mémoire en acceptant d'examiner notre travail.

Nous souhaitons adresser nos remerciements les plus sincères aux personnes qui nous ont apporté leur aide et qui ont contribué à l'élaboration de ce mémoire.

Nous tenons enfin à remercier du plus profond de notre cœur, nos chers parents qui nous ont accompagnés et soutenus durant notre cursus.

DÉDICACES

Je dédie ce modeste travail,

A mon cher papani رحمة الله عليه.

A mes chers parents, ma source de vie, d'amour, d'affection, et de motivation.

A mes chers frères et ma sœur, mon bonheur.

A toute ma famille, ma source de joie.

A tous mes chers amis, tout particulièrement Basma pour sa patience et son soutien.

Timtaoucine Meriem

Je dédie cet humble mémoire,

A mes parents, qui ont beaucoup sacrifié pour que je puisse arriver là aujourd'hui.

A mes frères et sœurs qui m'ont toujours soutenu moralement malgré la distance et m'ont couvert d'amour et d'affection.

A mon ami Samba Amidou, mes amies et ma merveilleuse famille que j'ai eu en Algérie (les maliennes de la cité 5).

A toute la communauté malienne de Blida.

A toutes les merveilleuses familles algériennes qui m'ont fait me sentir chez moi.

Kassongué Mariam

ملخص: نحن معرضين للعديد من الفيروسات. وحتى الآن نرى حالة فيروس كورونا الذي يصيب جسمنا حتى تدهور وظائفهما المستقلة مثل الجهاز التنفسي. عند مواجهة مثل هذه الحالات, فقط جهاز التنفس الصناعي يمكن أن يساعد اخصائبي الصحة للحفاظ على حياة المريض، وبالطبع يستخدم هذا الجهاز في غرف العمليات والإنعاش أيضا. يواجه العالم حاليا نقص في جهاز التنفس الاصطناعي، وهدفنا من خلال معرفتنا المكتسبة هو تحقيق ذلك باستخدام لوحة الاردوينو، محرك خطوة بخطوة، و عناصر مطبوعة ثلاثية الابعاد. وتعلمه من اجل إعطاء شكل إلكتروني رقمي من هيكلنا الوظيفي لهذا الجهاز، أيضا مع نظام رئوي مصحوب بجزء مبرمج.

كلمات المفاتيح: ريتين ; جهاز التنفس الاصطناعي ; لوحة الاردوينو.

Résumé : Notre respiration est exposée à plein de virus, nous voyons même actuellement le cas du coronavirus qui infecte notre organisme jusqu'à détérioration de leurs fonctions autonomes par exemple l'appareil respiratoire. Face à des situations comme celles-là, seul un respirateur artificiel peut aider les professionnels de santé à maintenir le malade en vie, bien sur cet appareil est utilisé dans les blocs opératoires en réanimation aussi. Actuellement le monde fait face à un manque de respirateur artificiel, notre but est de par notre connaissance acquise de faire sa réalisation à l'aide de la carte Arduino, moteur pas à pas, des éléments imprimables en 3D. Pour se faire, nous allons passer par l'apprentissage de cette dernière afin de donner une forme électronique numérique à la structure fonctionnelle de l'appareil à réaliser, joint d'un système pneumatique accompagné d'une partie software.

Mots clés : Poumons ; respirateur artificiel ; carte Arduino.

Abstract : Our breathing is exposed to many viruses, and we are currently seeing the case of the coronavirus, which infects our body to the point of deterioration of their autonomous functions for example respiratory system. Faced with situations like these, only an artificial respirator can help health professionals to keep the patient alive, of course this device is used in operating rooms in intensive care too. Currently the world is facing a lack of artificial respirator, our goal is to make it happen with the help of an Arduino board, stepper motor, and printable elements in 3D. To do this, we will go through the learning of the latter in order to give a digital electronic form to the functional structure of the device to realize, joined a pneumatic system accompanied by a software part.

Keywords : Lung ; artificial respirator ; Arduino board.

Table des Matières

Remerciements

Dédicaces

Résumés

Table des Matières

Liste des Figures

Liste des Tableaux

Liste des Abréviations

Introduction Générale 1

Chapitre 1 : État de l'art

1.1 Introduction 3

1.2 Historique 3

1.3 Le respirateur artificiel 4

 1.3.1 Analyse structurelle 4

 1.3.2 Analyse fonctionnelle 5

1.4 Les différents types de ventilateurs 6

 1.4.1 Le ventilateur invasif 6

 1.4.2 Le ventilateur non invasif 7

1.5 Les différents modèles de ventilateurs 8

 1.5.1 Le ventilateur pandémique 9

 1.5.2 Le ventilateur SIRCOS 9

 1.5.3 Le ventilateur portable E-vent 10

 1.5.4 Le ventilateur OxyGen 10

 1.5.5 Le ventilateur masque à valve automatique BVM 11

1.6 Conclusion 12

Chapitre 2 : Généralités sur l'Appareil Respiratoire et les Modes Ventilatoires

2.1 Introduction	13
2.2 Rappel sur l'appareil respiratoire	13
2.2.1 Composition de l'appareil respiratoire	13
2.2.2 Les échanges gazeux.....	16
2.2.3 Pathologie du système respiratoire	18
2.3 Modes ventilatoires Conventionnels	20
2.3.1 Modes volumétriques	20
2.3.2 Modes barométriques	21
2.3.3 Aide Inspiratoire (AI)	22
2.4 Modes ventilatoires complexes ou évolués	23
2.5 Fonctions respiratoires	24
2.5.1 Volume pulmonaire	24
2.5.2 Capacité Pulmonaire.....	26
2.6 Conclusion.....	28

Chapitre 3 : Etude Théorique

3.1 Introduction	29
3.2 Description du matériel	29
3.2.1 Présentation du système.....	29
3.2.2 Processus de développement	30
3.3 Partie électronique du montage	32
3.3.1 Le microcontrôleur	32
3.3.2 Composants électroniques utilisés.....	33

Chapitre 4 : Simulation du Montage

4.1 Introduction	41
4.2 Présentation de LabView.....	41
4.2.1 Les fenêtres du programme	42

4.2.2 Les palettes	46
4.3 Simulation sur LabVIEW	47
4.4 Logiciel Proteus.....	49
4.4.1 La partie schématique sur Proteus	50
4.4.2 Commande du montage sur Proteus	52
4.5 Résultats de la simulation sur Proteus	53
4.6 Simulation sur LabVIEW	54
4.6.1 Initialisation de la carte Arduino	54
4.6.2 Simulation du moteur pas à pas sur LabVIEW	55
4.6.3 Diagramme complet sur LabVIEW	56
4.7 Conclusion.....	57

Chapitre 5 : La Réalisation Pratique

5.1 Introduction	58
5.2 La partie Mécanique.....	58
5.3 Principe de fonctionnement.....	62
5.4 Circuit Imprimé.....	65
5.5 Propositions d'Amélioration du montage.....	66
5.6 Conclusion.....	67
Conclusion Générale.....	68
Références Bibliographiques.....	70

Annexes

Listes des Figures

Figure 1. 1: Systèmes pneumatique et électronique d'un respirateur artificiel.....	5
Figure 1. 2: Schéma de l'analyse fonctionnelle	6
Figure 1. 3: Exemple d'un tube endotrachéal.....	7
Figure 1. 4 : Exemple d'un masque utilisé en ventilation non invasive	8
Figure 1. 5: Le ventilateur pandémique	9
Figure 1. 6: Le ventilateur SIRCOS	10
Figure 1. 7: Le ventilateur E-vent.....	10
Figure 1.8 : Le ventilateur OxyGen	11
Figure 1.9 : Le ventilateur masque à valve automatique BVM	12
Figure 2. 1: L'Anatomie du système respiratoire.....	14
Figure 2. 2: Les voies respiratoires	15
Figure 2. 3: Circulation sanguine	17
Figure 2. 4: Représentation de la fibrose pulmonaire.....	18
Figure 2. 5: Représentation de l'asthme.....	19
Figure 2. 6: Cas d'un poumon atteint de la Covid	20
Figure 2. 7: Capture d'écran d'un ventilateur en mode volumétrique.....	21
Figure 2. 8: Capture d'écran d'un ventilateur en mode barométrique.....	22
Figure 2. 9: Capture d'écran d'un ventilateur en mode VS-AI.....	23
Figure 2. 10: Spirographe pour l'enregistrement des variations de volume pulmonaire.....	24
Figure 2. 11: Répartition des volumes pulmonaires.....	25
Figure 2. 12: Répartition des capacités pulmonaires.....	27
Figure 3. 1 : Système de ventilation.....	30
Figure 3. 2 : Le processus de compression du sac autogonflant	31

Figure 3. 3 : Schéma électrique du montage	32
Figure 3. 4 : Le moteur pas à pas	34
Figure 3. 5 : Fonctionnement du moteur pas à pas	35
Figure 3. 6 : Le potentiomètre	36
Figure 3. 7 : L'encodeur	37
Figure 3. 8 : Le capteur de pression BMP280	38
Figure 3. 9 : Le module I2C	38
Figure 3. 10 : L'Afficheur LCD 16*2.....	39
Figure 4. 1 : Interface LabVIEW.....	41
Figure 4. 2 : Face Avant de LabVIEW.....	42
Figure 4. 3 : Fenêtre des commandes.....	43
Figure 4. 4 : Exemple d'une représentation de la face avant sur LabVIEW.....	44
Figure 4. 5 : Fenêtre diagramme sur LabVIEW.....	44
Figure 4. 6 : Les objets typiques d'un diagramme.....	45
Figure 4. 7 : Palette des outils de LabVIEW.....	46
Figure 4.8 : Les palettes des fonctions.....	47
Figure 4. 9 : Interface du VIPM	48
Figure 4. 10 : LabVIEW Interface For Arduino sur VIPM.....	48
Figure 4. 11 : Interface Arduino sur LabVIEW.....	49
Figure 4. 12 : L'Interface Proteus.....	49
Figure 4. 13 : Circuits d'entrées.....	51
Figure 4. 14 : Montage du moteur pas à pas.....	51
Figure 4. 15 : Le diagramme du programme.....	52
Figure 4. 16 : La face Avant du programme.....	53
Figure 4.17 : Résultat de la simulation.....	53
Figure 4.18 : configuration de la carte Arduino sur le logiciel LabVIEW.....	54
Figure 4. 19 : Informations sur la carte Arduino utilisée	55
Figure 4. 20 : Le stepper write	56

Figure 4. 21 : Diagramme du programme complet sur LabVIEW	56
Figure 4. 22 : La face avant du programme complet	57
Figure 5. 1 : Le logiciel 3D builder	59
Figure 5. 2 : Le support de base	60
Figure 5. 3 : La tige de poussée.....	60
Figure 5. 4 : Le poussoir	60
Figure 5. 5 : (a) Boitier de jonction pour le capteur de pression ;(b) Support du capteur de pression.....	61
Figure 5. 6 : Le Support du moteur et de la tige de la poussée	61
Figure 5. 7 : Le Pignon.....	62
Figure 5. 8 : Vue du ballon gonflable.....	64
Figure 5. 9: Le Montage final	63
Figure 5. 10: L'organigramme Plaque à trou.....	64
Figure 5.11: Circuit imprimé sous logiciel Kicad.....	65
Figure 5.12: Le Montage sur plaque à trous.....	66

Liste des tableaux

Tableau 2. 1 : Exemple des différentes concentrations et pressions partielles des gaz respiratoires que l'on peut observer chez un homme au niveau de la mer ($P=7600$ bar)	16
Tableau 2. 2 : La répartition des volumes	26
Tableau 2. 3 : Répartition des capacités pulmonaires	27
Tableau 3. 1 : Les différentes cartes Arduino	33

Liste des abréviations

AI : Aide Inspiratoire

BVM : Bag Valve Mask

CAO : Conception Assisté par Ordinateur

Cm : Centimètre

CO₂ : Dioxyde de Carbone

CV : Capacité Vitale

CI : Capacité Inspiratoire

CRF : Capacité Résiduelle Fonctionnelle

CPT : Capacité Pulmonaire Totale

FR : Fréquence Respiratoire

GRIB : Gridded Binary

I2C : Inter Integrated Circuit bus

ISO : Organisation Internationale de Normalisation et s'appliquant aux produits et aux services

LCD : Liquid Crystal Display

LIFA : LabVIEW Interface For Arduino

MIT : Massachusetts Institute of Technology

NI : National Instrument

O₂ : Oxygène

PAW : Pression des Voies Aériennes

PEP : Pression Expiratoire Positive

PINSP : Pression d'Insufflation dans les Voies Aériennes

PXI : Peripheral component interconnect eXTensions for Instrumentation

Ti : Temps inspiratoire

USB : Universal Serial Bus

VC : Volume Courant

VCRP : Ventilation Contrôlée à Régulation de Pression

VTC : Volume Tidal Consigne

VEMS : Volume Expiratoire Maximal par Seconde

VRI : Volume de Réserve Inspiratoire

VT : Tidal Volume

VRE : Volume de Réserve Expiratoire

VR : Volume Résiduel

VI : Virtual Instrument

VIPM : Virtual Instrument Package Manager

VNI : Ventilation Non Invasive

Introduction Générale

La réanimation telle qu'on l'entend aujourd'hui est née dans le milieu du XXe siècle, à la suite de l'épidémie de poliomyélite qui sévissait alors, et pour laquelle toute la population est aujourd'hui vaccinée. C'est à cette époque qu'ont été inventés les premiers respirateurs en réanimation.

Ainsi, aujourd'hui, la ventilation mécanique, réalisée au moyen d'appareils appelés respirateurs en réanimation, est une étape vitale de la prise en charge des patients en défaillance respiratoire, notamment celle liée à la COVID-19, mais également dans d'autres indications où les poumons sont déficients, telles que la grippe sévère ou le coma.

Cette intervention médicale doit être réservée à un personnel compétent et qualifié. Les patients doivent pouvoir se sevrer du respirateur aussi tôt que cela est possible. Le respirateur en réanimation apporte de l'oxygène au patient (oxygénation) et retire le dioxyde de carbone (ventilation).

Plus de 229 millions de personnes dans le monde sont actuellement infectées par le coronavirus et près de 4,7 millions de personnes sont décédées à cause de cette maladie. Dans les cas graves de Covid-19, l'utilisation de respirateurs artificiels est essentielle, afin d'assurer la survie des malades. Ces appareils sont ainsi devenus des éléments clés pour lutter contre la pandémie.

Depuis l'utilisation des ventilateurs mécaniques en médecine, les chercheurs n'ont pas cessé de les simplifier. De nos jours, on peut réaliser un respirateur artificiel à partir des composants assemblés ; des composants qu'on pourrait facilement trouver. Malgré cela, ces appareils ne sont pas très courants à cause de leur utilisation dans le milieu hospitalier uniquement, surtout dans la prise en charge de patients atteints de maladies graves.

L'une des principales inquiétudes dans les hôpitaux autour du monde concerne le manque de ventilateurs pour les services de réanimation. Ces machines, nécessaires pour soigner les cas les plus graves du Covid-19, coûtent à partir de 10.000 euros pour les petits modèles et jusqu'à 40.000 euros pour les plus perfectionnées. Pour pallier le manque, de nombreuses entreprises, équipes de recherche et même des particuliers, développent des projets à bas coût.

C'est dans ce contexte et afin de faire face à la crise que le monde traverse avec la pandémie du Covid 19 où le dernier espoir d'une personne atteinte de détresse respiratoire aigüe n'est autre que l'assistance d'un respirateur artificiel, que s'inscrit notre projet de fin d'études où il est question tout d'abord de comprendre le fonctionnement puis passer à la réalisation d'un respirateur artificiel basique à l'aide d'une carte Arduino.

Pour cela, notre mémoire a été rédigé comme suit :

- nous allons décrire l'état de l'art dans le premier chapitre ;
- de l'anatomie du système respiratoire avec ses différentes pathologies et les modes de ventilation dans le second chapitre,
- le troisième chapitre concernera l'étude théorique qui contient l'architecture de notre système électrique et une brève description de nos composants électroniques,
- un quatrième chapitre qui contient la simulation du montage et la description des différents logiciels utilisés, voir même les étapes aboutissant au résultat final
- un dernier chapitre qui est porté sur la réalisation pratique (partie mécanique).
- Une conclusion générale viendra clôturer notre mémoire.

Chapitre 1

État de l'art

1.1 Introduction

Un respirateur artificiel est un dispositif essentiel au niveau de l'hôpital, il est utilisé en bloc opératoire, dans les urgences, pour les personnes qui souffrent des maladies asthmatiques...etc.

Depuis le début de la pandémie, des milliers de respirateurs ont été commandés pour aider à atténuer la pression sur les hôpitaux causée par la crise du coronavirus.

Il prend en charge le processus respiratoire du corps lorsque la maladie a provoqué une défaillance au niveau des poumons. Cela donne au patient le temps de combattre l'infection et de récupérer.

Dans ce chapitre, nous allons présenter tout d'abord le respirateur artificiel de façon générale, ensuite, les types de respirateurs qui se trouvent au niveau de l'hôpital avec leur principe de fonctionnement, ainsi que les différents ventilateurs qui sont en cours d'évolution.

1.2 Historique

Au début du XXe siècle, deux chercheurs de l'université de Harvard Philip Drinker et Louis Agassiz Shaw ont inventés les premiers respirateurs artificiels, qui ne ressemblent pas aux appareils utilisés maintenant mais qui ont le même principe. A l'époque, ces respirateurs artificiels étaient des boîtes métalliques appelées « poumons d'acier » (des engins) dans lesquelles les patients étaient placés, seules leurs têtes étaient hors de l'engin.

Ces boîtes métalliques étaient en fait des formes de ventilation mécanique non invasive, qui fonctionnaient en faisant varier la pression de l'air dans l'espace clos, pour stimuler la respiration. En 1928, a été faite la première utilisation clinique du respirateur Drinker sur un être humain à l'hôpital de Boston Children.

Dans les trente prochaines années, ils vont utiliser des respirateurs à pression négative pour venir en aide aux patients atteints de problèmes respiratoires graves. Et en 1960, ce type d'appareil a été remplacé par des respirateurs à pression positive. Ces derniers fonctionnaient en forçant l'air dans les poumons d'un patient. Cela pouvait se faire de manière non invasive avec des masques nasaux ou faciaux pour des problèmes respiratoires moins graves. Mais il était également devenu possible d'insérer de manière invasive des tubes dans les voies respiratoires d'un patient atteint de problèmes respiratoires graves.

Pour en arriver aux respirateurs artificiels utilisés de nos jours dans les hôpitaux, ces appareils sont passés donc par un grand nombre de modifications pendant 50 ans.

Actuellement, plusieurs machines pour ventilation artificielle sont disponibles sur le marché. Ces appareils sont notamment à base de microprocesseurs, ce qui permet un meilleur suivi de l'état du patient grâce à la mise à disposition de courbes respiratoires. Ce genre de données est devenu essentiel dans les soins intensifs, notamment pour réguler la quantité de gaz insufflée au patient selon ses besoins [1].

1.3 Le respirateur artificiel

Le 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 du dioxyde de carbone [2].

1.3.1 Analyse structurelle

Il existe deux types de respirateur artificiel : pneumatique et mécanique. Chacune de ces machines de ventilation se compose de deux systèmes distincts mais reliés par un système pneumatique (ou mécanique) et un système électronique (Figure 1.1) [2].

a) Système pneumatique

Ce système comporte deux branches : inspiratoire et expiratoire.

- **La branche inspiratoire** : comporte un certain nombre d'éléments qui traitent le flux et la qualité des gaz issus du générateur : les tuyaux souples de conduite du flux de gaz, un clapet anti-retour, un filtre anti-bactérie, un humidificateur chauffant, une soupape de sécurité, une soupape d'admission d'air et un soufflet .

- **La branche expiratoire** : comporte les tuyaux souples de passage de flux de gaz, une vanne antiretour, un système d'aide et de frein expiratoire et spiromètre. Les tuyaux souples à intérieur lisse des circuits inspiratoires et expiratoire se joignent via la pièce Y .

b) Système électronique

Le système électronique est composé :

- d'une instrumentation pour la mesure des différents paramètres physiques (pression, débit, volume et température) ;

- d'un module de commande, de régulation et de sécurité ;
- d'actionneurs (électrovanne, moteur électrique et alarme) ;
- d'une alimentation électrique de secours.

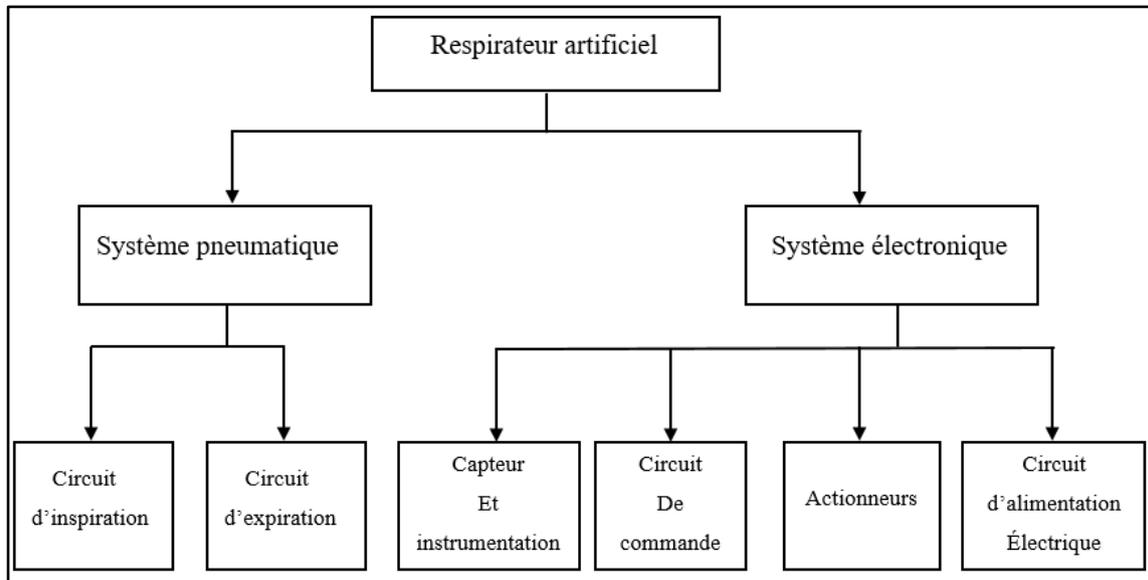


Figure 1. 1 : Systèmes pneumatique et électronique d'un respirateur artificiel

1.3.2 Analyse fonctionnelle

Un respirateur artificiel est caractérisé par deux phases de fonctionnement (Figure 1.2):

a) Phase inspiratoire

Lors l'inspiration, l'air inspiré est filtré contre les bactéries, humidifié et aiguillé directement vers le poumon du patient via une valve anti-retour. Ce circuit est sécurisé par une soupape de sécurité et une valve .

b) Phase expiratoire

Lorsque l'inspiration est terminée, débute l'expiration qui est un phénomène passif. Les gaz expirés sont évacués par le circuit expiratoire grâce à la valve qui contrôle le passage du gaz au circuit expiratoire et bloque le passage du gaz au circuit inspiratoire. Ce circuit se termine en général par un spiromètre [2].

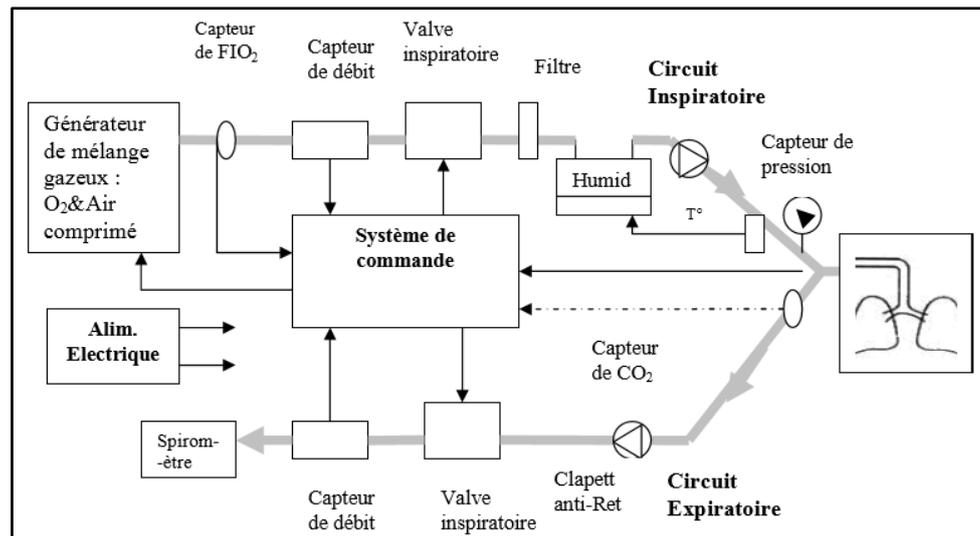


Figure 1. 2: schéma de l'analyse fonctionnelle

1.4 Les différents types de ventilateurs

Il existe deux types de ventilateurs : invasif qui contient un système de contrôle et de pression d'air, et non invasif qui est un masque facial mis sur le nez et la bouche, où on n'a pas besoin de tubes.

1.4.1 Le ventilateur invasif

La ventilation invasive utilise un instrument qui pénètre par la bouche (un tube endotrachéal), le nez ou la peau (une canule de trachéostomie à travers une incision dans la trachée), en guise de voie aérienne artificielle [3].

L'approvisionnement de l'oxygène, l'évacuation du dioxyde de carbone, la diminution de l'effort respiratoire et l'inversement des états potentiellement fatals (comme l'hypoxémie, l'oxygénation insuffisante du sang artériel ...etc.) sont les objectifs de la ventilation mécanique.

Deux types de tubes sont utilisés en ventilation invasive mécanique :

- Tube endotrachéal (ET) : qui est inséré par le nez ou la bouche, lorsque le ballonnet du manchon est gonflé et hermétique (Figure 1.3). Il fournit une voie aérienne sécurisée. Ce tube est essentiellement utilisé sur les patients adultes souffrants d'une insuffisance respiratoires aigue.
- Tube de trachéotomie : qui est inséré par l'intermédiaire d'une stomie, une incision de la trachée. Il est utilisé pour les patients ayant besoin d'une ventilation

mécanique à long terme. Le tube peut être avec ou sans ballonnet. Celui avec ballonnet, rend la voie aérienne hermétique pour contrôler la ventilation mécanique, alors que celui sans ballonnet ou avec un ballonnet dégonflé peut être introduit lorsque le patient est plus stable.

La ventilation invasive peut être utilisée pendant l'insuffisance respiratoire aiguë, le sevrage et l'insuffisance respiratoire chronique, lorsque la ventilation non invasive ne peut pas être gérée correctement. Elle peut également être utilisée pour maintenir les voies aériennes du patient pendant une procédure chirurgicale, comme les intubations effectuées en soins intensifs [3].

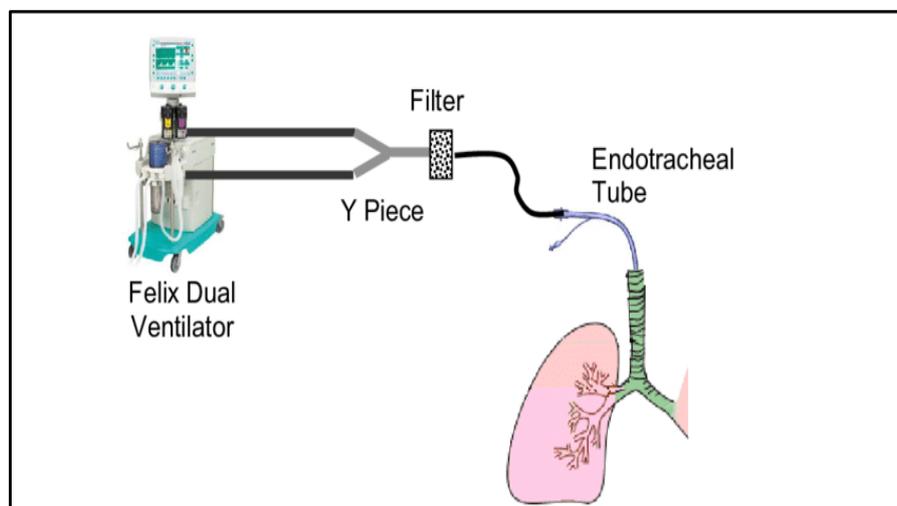


Figure 1.3 : Exemple d'un tube endotrachéal

1.4.2 Le ventilateur non invasif

La Ventilation Non Invasive (VNI) regroupe l'ensemble des techniques d'assistance ventilatoire dispensées en l'absence de dispositif endotrachéal tel que l'intubation ou la trachéotomie. La pression positive continue, bien qu'étant une technique de support ventilatoire elle n'est pas à proprement parler une ventilation [4].

Le support ventilatoire apporté par le ventilateur est appliqué au malade par l'intermédiaire d'un masque nasal, narinaire, naso-buccal facial ou d'un casque (Figure 1.4).

L'adaptation d'une VNI se fait sur prescription médicale et nécessite un personnel spécialement formé. Elle peut être proposée au patient dans les situations suivantes :



Figure 1. 4 : Exemple d'un masque utilisé en ventilation non invasive

- En urgence, lors de décompensation respiratoire aiguë afin d'éviter une intubation.
- Suite à une décompensation aiguë lorsqu'une insuffisance respiratoire persiste, mais ne nécessite plus de techniques de réanimation lourde et les complications associées ne nécessitent plus de techniques de réanimation lourde.
- Lors d'insuffisance respiratoire chronique hypercapnique le plus souvent d'origine restrictive (cyphoscoliose, maladies neuromusculaires, obésité) et de façon plus controversée, obstructive ou lors d'apnées du sommeil ne répondant pas à la pression positive continue, il s'agit dans ce cas d'une ventilation au long cours que le patient est susceptible d'utiliser à son domicile [4].

1.5 Les différents modèles de ventilateurs

Sur le marché, il existe plusieurs marques de respirateurs, qui ont tous le même principe de fonctionnement et le même but.

Depuis le début de la pandémie, des milliers de respirateurs ont été commandés pour aider à atténuer la pression sur les hôpitaux causée par la crise du coronavirus. Pour cela, des

jeunes volontaires et des universitaires de différents pays en collaboration avec des entreprises ont proposé des prototypes de respirateurs artificiels.

1.5.1 Le ventilateur pandémique

C'est un prototype proposé par un groupe de jeunes volontaires Américains en 2007 pendant la grippe aviaire.

Il se compose d'un ruban adhésif, une plaque en bois avec un sac en plastique à l'intérieur, des tuyaux filetés, un contrôleur logique programmable, un interrupteur magnétique comme système de sécurité et des électrovannes (Figure 1.5) [5].

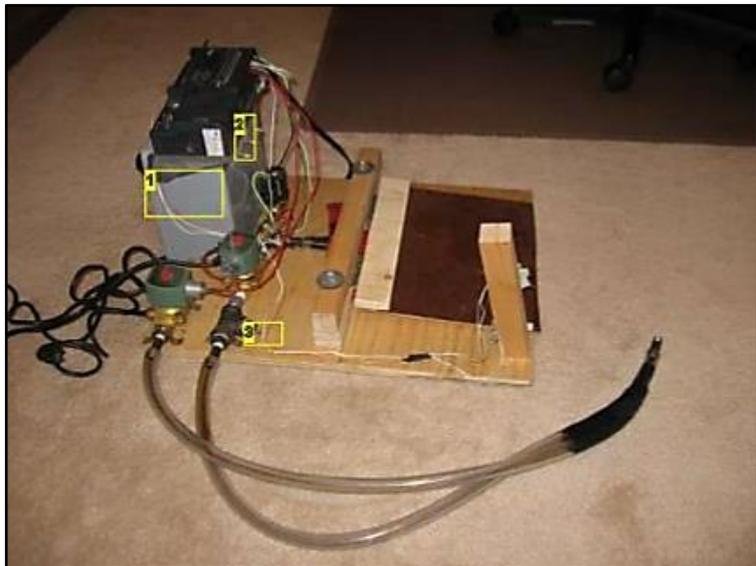


Figure 1. 5: le ventilateur pandémique

1.5.2 Le ventilateur SIRCOS

La réalisation de ce prototype a été parrainée par le groupe sucrier Marocain COSUMAR en Mai 2020 et qui a été destiné à répondre aux besoins des différents centres médicaux recueillant les personnes souffrants de problèmes respiratoires.

C'est un concentrateur d'oxygène, mais le modèle de ventilation est beaucoup plus complexe car il serait même contrôlable à distance. Il fonctionne en trois mode : contrôler, assister, et mode contrôler assister (Figure 1.6) [6].



Figure 1. 6: le ventilateur SIRCOS

1.5.3 Le ventilateur portable E-vent

Un groupe d'étudiants de la célèbre université de technologie Massachusetts (MIT) aux États-Unis, ont proposé un projet de respirateur artificiel mécanique à faible coût en 2010 (Figure 1.7) et à cause de la dernière pandémie, ils l'ont mis en open source en Mars 2020. Ce ventilateur a été destiné aux ventilations générales et non pas seulement pour traiter les patients du covid-19 [7].

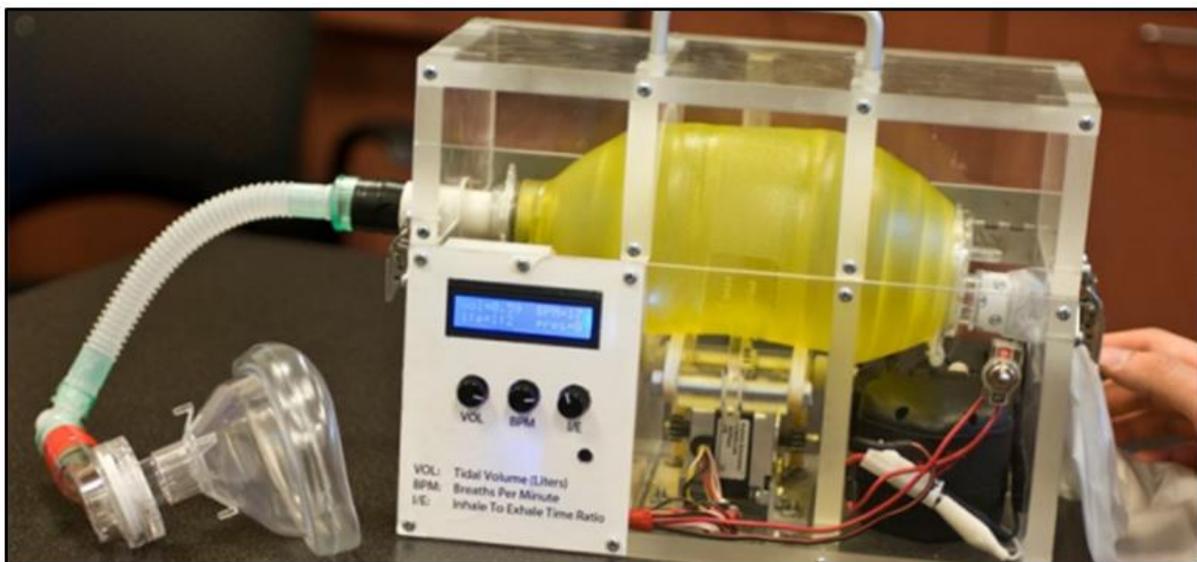


Figure 1. 7: le ventilateur E-vent

1.5.4 Le ventilateur OxyGen

Ce ventilateur est développé par un groupe de professionnels dirigés par la société espagnol Protofy.xyz (Figure 1.8).

OxyGen est un appareil qui automatise le processus de ventilation manuelle pour les patients dans les situations d'urgence [8].

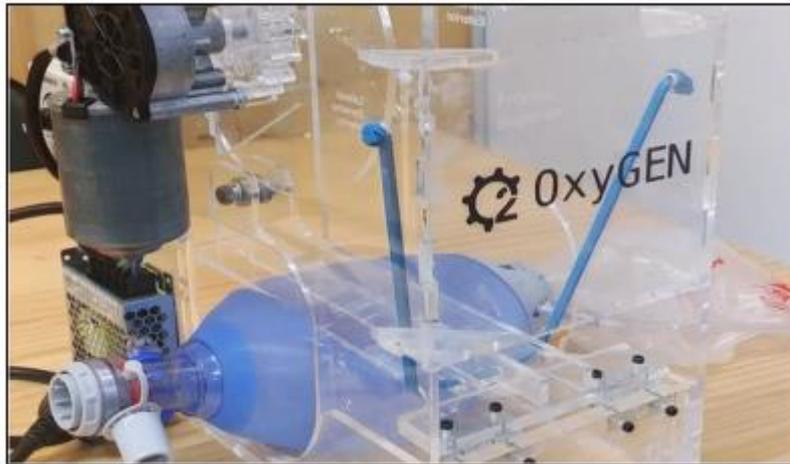


Figure1.8 : Le ventilateur OxyGen

1.5.5 Le ventilateur masque à valve automatique BVM

Cette étude décrit le développement d'un système de compression de masque à valve automatique (BVM), qui lors des pénuries aiguës et de perturbations de la chaîne d'approvisionnement, peut servir de ventilateur d'urgence temporaire.

Le système de réanimation est basé sur le contrôleur Arduino, avec un système d'exploitation en temps réel installé sur une structure (Figure 1.9).

Le coût est faible, ce qui le rend abordable pour la reproduction par les fabricants du monde entier. Cet appareil fournit un mode de respiration contrôlé avec des volumes courants de 100 à 500 ml, des fréquences respiratoires de 5 à 40 respirations par minute et un rapport inspiratoire expiratoire [9].

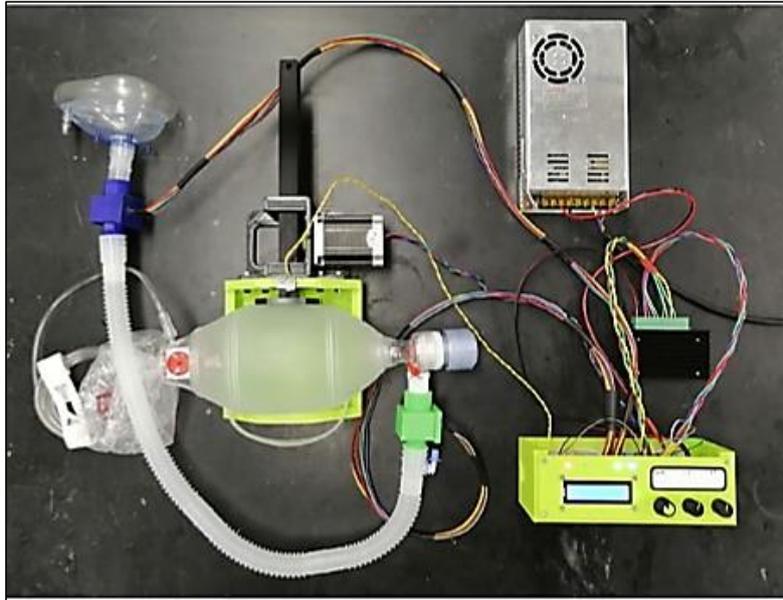


Figure 1.9 : Le ventilateur masque à valve automatique BVM

1.6 Conclusion

C'est vrai que les respirateurs artificiels se développent chaque année grâce à la vitesse de la technologie, mais leur principe de base restera le même. Nous avons essayé dans ce chapitre d'expliquer le fonctionnement du respirateur artificiel de façon générale et de présenter quelques machines. Nous n'avons pas pu citer tous les appareils qui existent sur le marché car ils sont trop nombreux.

Enfin, notre objectif est de réaliser un de ces prototypes en utilisant les logiciels Proteus et LabVIEW.

Chapitre 2

**Généralités sur l'Appareil
Respiratoire et les Modes
Ventilatoires**

2.1 Introduction

Le respirateur artificiel est un appareil servant à la ventilation artificielle qui consiste à son tour d'assurer partiellement ou totalement la respiration (oxygénation et la décarboxylation) ou l'hématose lorsque la respiration autonome ne se fait plus de la manière dont l'organisme a besoin.

Lors de cette pandémie de coronavirus, il y' a eu beaucoup d'invention dans le but de dépanner le manque dont faisait face les patients. Dans ce chapitre, nous allons parler de la ventilation artificielle. Nous parlerons d'anatomie et de physiologie, ainsi que des modes de ventilation.

2.2 Rappel sur l'appareil respiratoire

Les organes du corps humain sont regroupés en appareils ou systèmes lorsqu'ils remplissent la même fonction. Parmi eux, nous avons l'appareil respiratoire qui présente plusieurs constituants.

2.2.1 Composition de l'appareil respiratoire

C'est un ensemble d'organe et de tissus qui participent à la respiration, c'est-à-dire aux échanges d'oxygènes et de gaz carbonique entre les cellules et le milieu extérieur donc aussi bien au niveau du cœur. La majeure partie de l'appareil respiratoire est logée dans la cage thoracique. Les poumons sont reliés d'une part au milieu extérieur par un ensemble de conduits qui assurent le passage de l'air et d'autre part aux cellules par le biais du système circulatoire. Chaque organe de l'appareil respiratoire présente une structure particulièrement bien adaptée à sa fonction. Il est composé de :

a) Les voies respiratoires

La zone conductrice consiste en un système de cavités et de tubes inter reliés (nez, pharynx, larynx, trachée, bronches et bronchioles) qui conduisent l'air dans les poumons.

Les voies respiratoires permettent des échanges d'air entre l'atmosphère et les poumons (Figure 2.1).

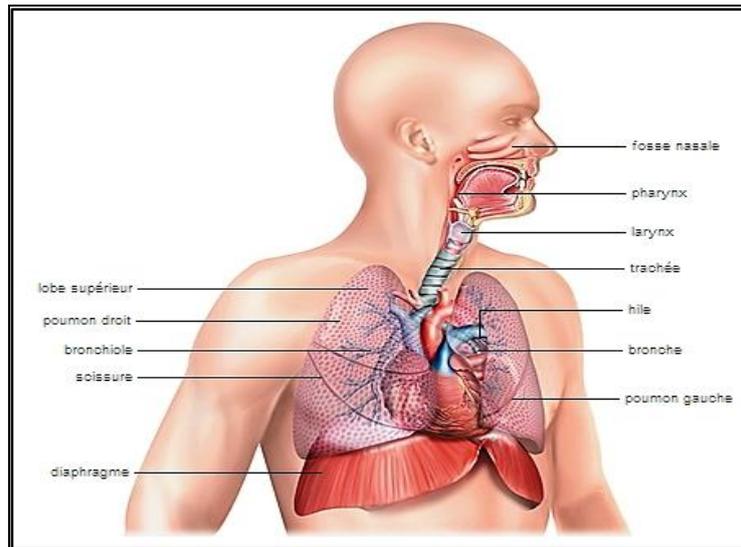


Figure 2. 1 : L'anatomie du système respiratoire

- Nez et bouche : l'entrée de l'air dans le système respiratoire s'effectue par le nez et la bouche.
- Pharynx : se situe entre le nez et la trachée. Il travaille étroitement avec le larynx pour contrôler l'ouverture et la fermeture du tube respiratoire (trachée) et du tube digestif (œsophage).
- Larynx : un segment cartilagineux court (5 cm) à la partie antérieure du cou, en regard des 4^e, 5^e et 6^e vertèbres cervicales. C'est l'organe de la phonation qui ferme l'accès aux voies respiratoires pendant que la nourriture est envoyée dans le tube digestif.
- Trachée : la trachée est la plus grosse des bronches, elle conduit l'air depuis le larynx jusqu'aux bronches inférieures. Elle a environ 20 mm de diamètre chez l'être humain [11].

b) Les voies intra pulmonaires

La zone respiratoire est constituée des parties du système respiratoire où s'effectuent les échanges gazeux (bronchioles respiratoires, canaux alvéolaires et alvéoles) (Figure 2.2).

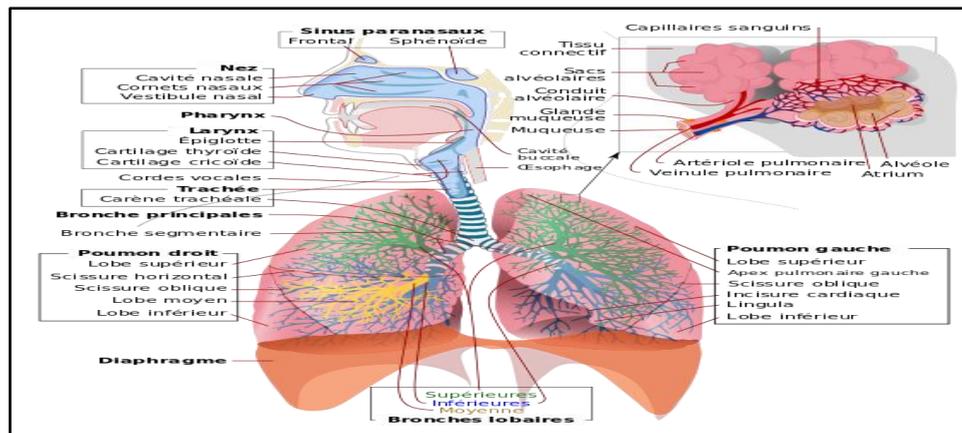


Figure 2. 2 : Les voies respiratoires [10].

- **Bronches :** Au fur et à mesure des branchements, la taille des bronches décroît pour atteindre, au niveau des bronchioles un diamètre d'environ 0,5 mm. Cette partie du poumon ne fait que conduire l'air vers la surface d'échange, formée par les alvéoles.
- **Bronchioles :** ce sont les plus petites bronches ; elles conduisent l'air à la surface d'échange avec le sang. Chaque bronchiole est connectée à un réseau d'alvéoles appelé acinus.
- **Acinus :** est un élément de la surface d'échange entre l'air et le sang. Chaque acinus est formé d'un ensemble d'alvéoles connectées entre elles par un réseau de tubes arborescents dont les diamètres sont d'environ 0,3 mm. L'acinus est une structure dont la taille est de l'ordre de 3 mm .
- **Poumons :** ce sont des organes thoraciques qui contiennent les bronches, les bronchioles et les alvéoles. L'être humain a deux poumons, un à gauche et un à droite. Les poumons reposent sur le diaphragme et sont protégés par la cage thoracique.
- **Diaphragme :** c'est un organe formé de tissus musculaires. Lorsqu'il se contracte, il provoque l'inspiration de l'air dans le système respiratoire. Lorsqu'il se relâche, l'air est expiré.
- **Alvéoles :** ce sont de minuscules poches d'air d'environ 0,2 mm de diamètre. Le sang circule dans les capillaires pulmonaires, situés dans la paroi des alvéoles, dont l'épaisseur est de l'ordre de la dizaine de microns [11].

2.2.2 Les échanges gazeux

Sur le plan fonctionnel, le système respiratoire se divise en deux grandes zones :

Le moteur des échanges gazeux entre les alvéoles et l'air ambiant (moteur de la ventilation), est constitué par les différences de pression qui existent entre ces deux milieux [12] données sur le tableau ci-dessous.

Lors de l'inspiration, la pression dans les alvéoles (pression intra pulmonaire) doit être inférieure à la pression (atmosphérique) de l'air ambiant ; lors de l'expiration, c'est l'inverse qui doit se produire [13].

		Air trachéal	Gaz expiré	Gaz alvéolaire		Sang	Sang artériel
Fraction de gaz	O ₂	0.210	0.170	0.141		14.2	19.2
	CO ₂	0.000	0.033	0.056		53.0	49.0
Pression partielle	O ₂	150	121.2	102.0	concentration	38.0	92.0
	CO ₂	0	23.5	40.0		46.5	40.5

Tableau 2. 1 : Exemple des différentes concentrations et pressions partielles des gaz respiratoires que l'on peut observer chez un homme au niveau de la mer (B=7600 bar) [14].

Il existe deux systèmes circulatoires sanguins (Figure 2.3) :

- La grande circulation ou circulation générale où le sang oxygéné part du ventricule gauche du cœur par l'aorte et irrigue tous les tissus de l'organisme dont il revient, chargé de gaz carbonique, par la veine cave jusqu'à l'oreillette droite.
- La petite circulation ou circulation pulmonaire où le sang chargé de gaz carbonique part du ventricule droit par l'artère pulmonaire, se libère du gaz carbonique et s'enrichit en oxygène dans le parenchyme pulmonaire, et retourne à l'oreillette gauche par la veine respiratoire [15].

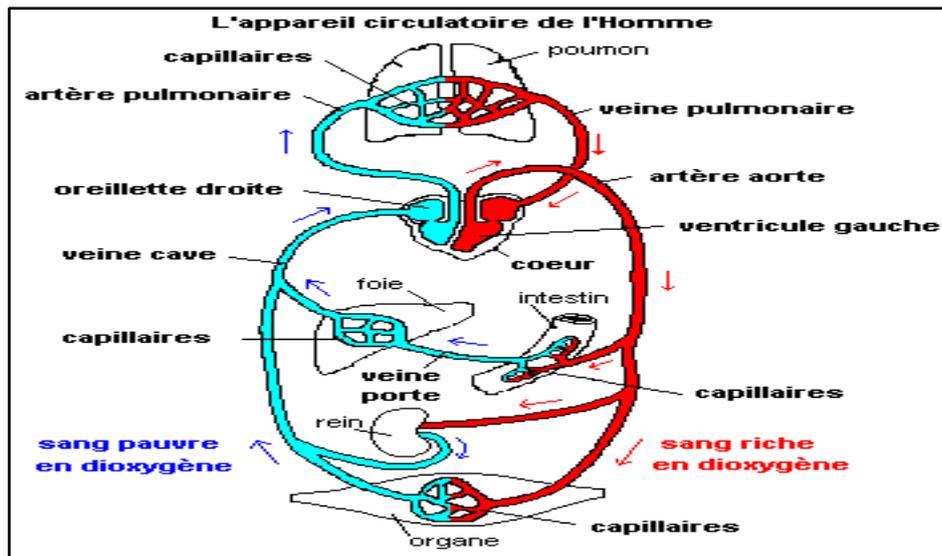


Figure 2. 3: Circulation sanguine [16]

a) Propriétés fondamentales des gaz

Selon la Loi de Dalton : « La pression totale exercée par un mélange de gaz est égale à la somme des pressions partielles exercées par chaque gaz ». La pression partielle d'un gaz est la pression exercée par un gaz dans un mélange de gaz, elle est proportionnelle à sa concentration relative (= A%) dans le mélange.

$$P. Partielle = P. Totale * A$$

Et d'après la Loi de Henry : « La quantité de gaz dissoute dans un liquide est proportionnelle à sa pression partielle et à sa solubilité, si la température est constante ». On atteint le point d'équilibre quand les P. Partielles s'égalisent dans les deux phases (liquide et gazeuse) [17].

b) Composition du gaz alvéolaire

L'air alvéolaire contient plus d'O₂ et de vapeur d'eau, que l'air atmosphérique, et cela pour les trois raisons suivantes [18] :

- échanges gazeux avec le sang ;
- humidification par la zone de conduction ;
- espace mort anatomique.

2.2.3 Pathologie du système respiratoire

L'immense surface de contact de l'appareil respiratoire avec le milieu extérieur et sa situation de carrefour expliquent la fréquence et la variété des pathologies observées.

Toutes ces pathologies nécessitent une assistance respiratoire lorsqu'elles provoquent une détresse respiratoire et cela dépend du temps de résistance des poumons.

a) Pathologie restrictive

Généralement causée par la chirurgie ou la myopathie ou à une perte d'élasticité comme la fibrose pulmonaire (Figure 2.4) souvent d'origine génétique, les poumons ont tendance à avoir un volume moindre pour pouvoir respirer. C'est à dire moins d'espace pour contenir l'oxygène issu de l'inspiration. Simplement la pathologie restrictive est la difficulté lors de l'inspiration au petit volume des poumons.

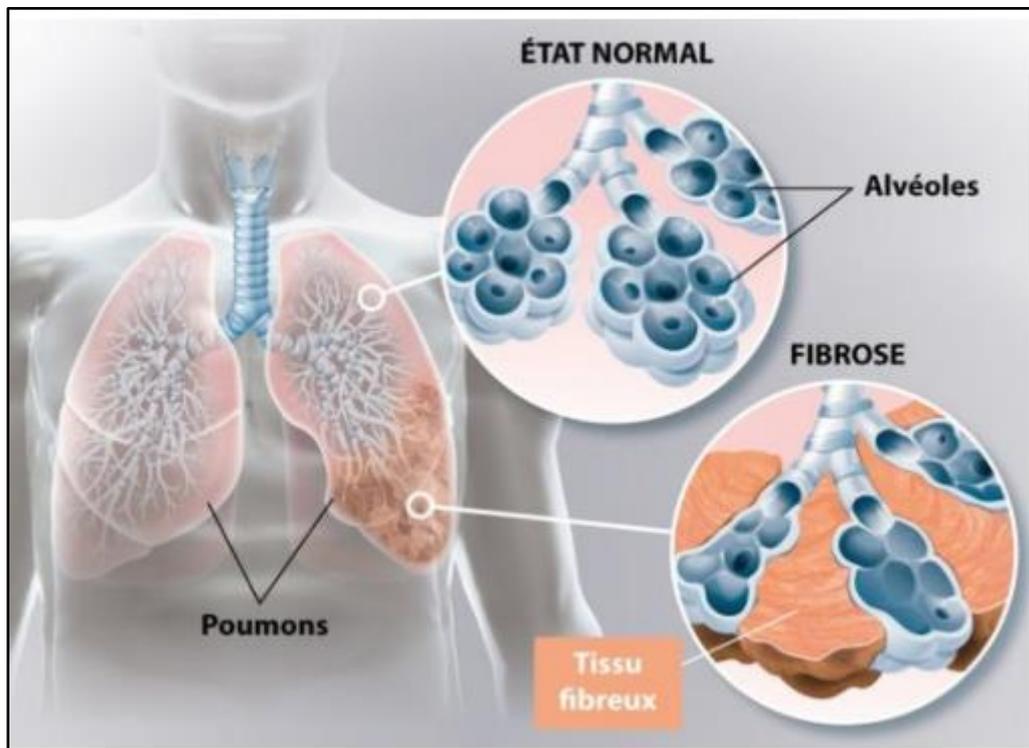


Figure 2. 4: Représentation de la fibrose pulmonaire [17]

b) Pathologie obstructive

Opposée à la pathologie restrictive, le problème siège lors de l'expulsion de l'air hors du poumon car les poumons auront du mal à atteindre leur taille initiale après l'expulsion du dioxyde de carbone considéré comme trop distendu et ça peut être parce que toutes les branches

à l'intérieur du poumon ont leur paroi épaissie, ce qui laisse moins de place pour que l'air puisse s'échapper des poumons ce qui rend l'expiration difficile.

On peut imaginer à quel point ça doit être désagréable de ne pas pouvoir vider correctement ses poumons, et l'exemple typique peut être la bronchopneumopathie chronique obstructive (Bronchite chronique et emphysème) et aussi l'asthme (Figure 2.5).

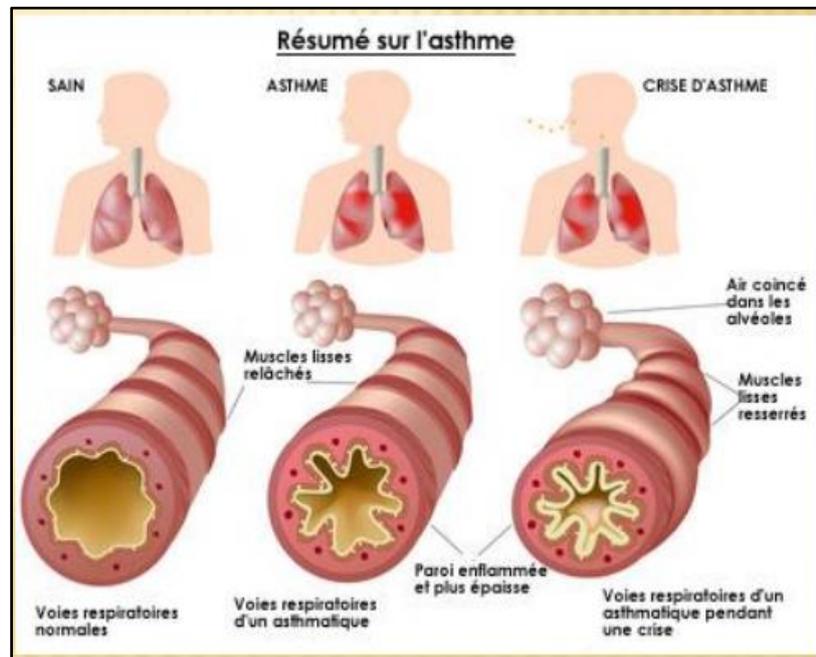


Figure 2. 5: Représentation de l'asthme

c) Pathologie mixte

A force d'avoir des inflammations chroniques au niveau des poumons, des bronchites chroniques c'est-à-dire une pathologie obstructive, on se retrouve avec des cicatrices et donc à un certain degré de fibrose pulmonaire on peut avoir des pathologies mixtes à la fois restrictive et obstructive.

Le problème se situera au niveau de l'échangeur de la surface d'échange entre l'air alvéolaires et le sang pour plusieurs raisons. Cela peut se produire par exemple en cas de pneumonie et d'œdème pulmonaire ou de la covid (Figure 2.6).

La ventilation artificielle peut être Non invasive, en utilisant divers types de masques faciaux ou Invasive en utilisant l'intubation endotrachéale. Le choix et l'utilisation des techniques appropriées nécessitent la compréhension des mécanismes respiratoires [20].

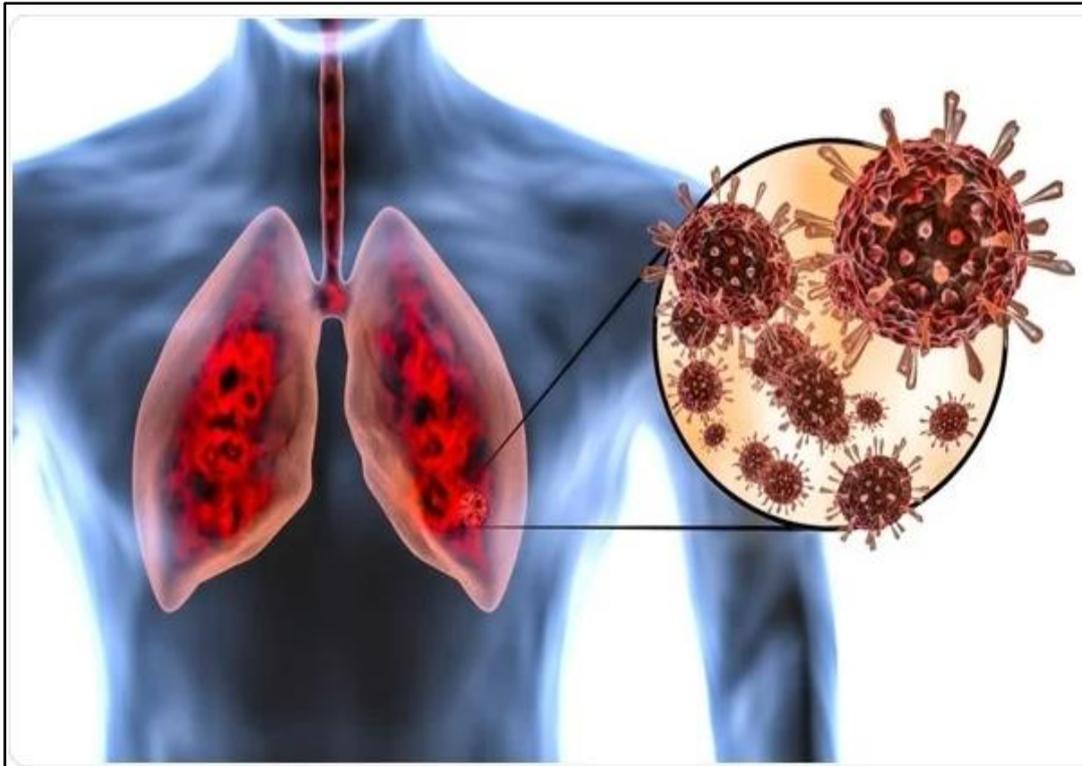


Figure 2. 6: Cas d'un poumon atteint de la Covid [21].

2.3 Modes ventilatoires Conventionnels

Les modes ventilatoires les plus simples permettent de ventiler les patients dans la plus grande partie des situations cliniques.

2.3.1 Modes volumétriques

Le respirateur est réglé pour délivrer un volume courant (VC) pendant une durée définie (T_i : temps inspiratoire) ce qui définit le débit inspiratoire, à une fréquence respiratoire (FR) donnée selon le débit fixe défini (apparaissant carré ou rectangulaire sur les courbes de débit en fonction du temps (Figure 2.7).

Les modes volumétriques ont été les premiers à être utilisés et sont les plus employés, car ils ont été pendant très longtemps les seuls modes disponibles sur les respirateurs.

L'avantage majeur d'un mode en volume est de garantir la ventilation minute et/ou le volume courant souhaités mais l'inconvénient principal est l'absence de contrôle de la pression dans les voies aériennes, exposant au risque de barotraumatisme. Chez un patient ayant une ventilation spontanée, dans un mode volumétrique, le réglage d'un débit suffisant (en général > 60 L/min) est crucial pour obtenir une diminution de la dyspnée et de l'effort respiratoire [22].

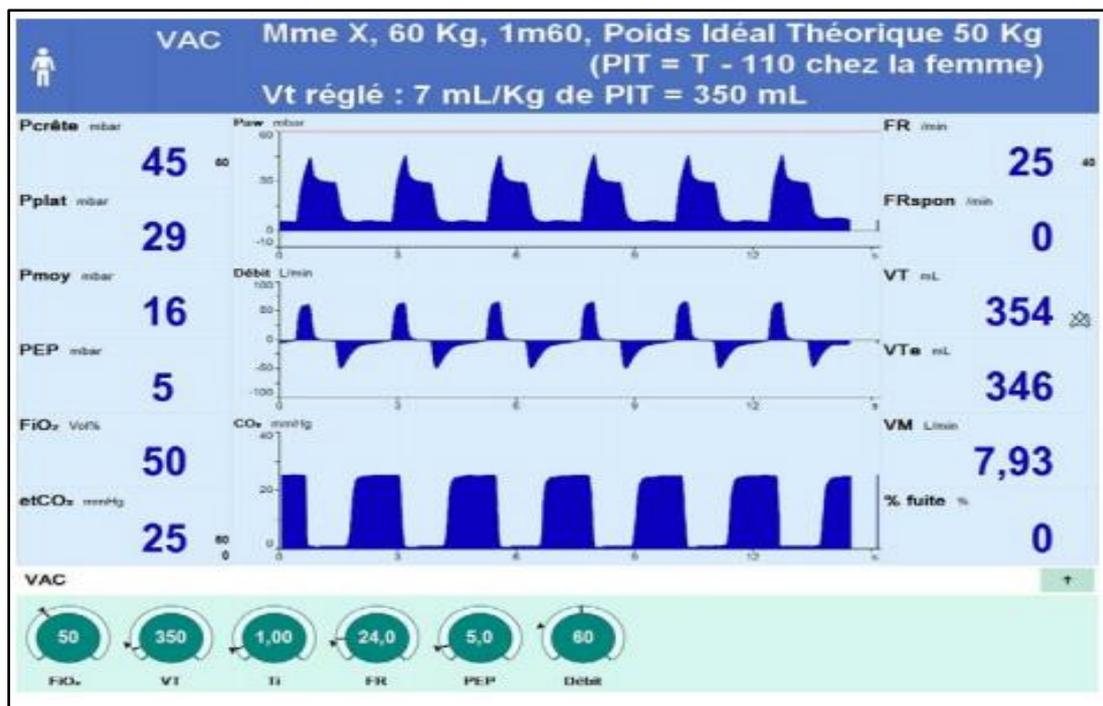


Figure 2. 7: Capture d'écran d'un ventilateur en mode volumétrique.

De haut en bas on trouve les courbes de pression des voies aériennes (Paw), de débit et de capnie expiratoire en fonction du temps. Le débit est fixe (carré) alors que la pression est variable (pression de crête et pression de plateau). En bas de l'écran, il y a les paramètres réglés de la ventilation par l'utilisateur et de chaque côté des courbes il y a les paramètres monitorés, du côté gauche les paramètres de pressions (crête, moyenne, plateau) et de gaz (FiO₂, EtCO₂) et du côté droit les paramètres du régime ventilatoire et de spirométrie.

2.3.2 Modes barométriques

Dans un mode barométrique, le paramètre réglé est la pression d'insufflation dans les voies aériennes (P_{insp}) pendant une durée définie (T_i). L'avantage majeur d'un mode en pression est de garantir une limite de pression évitant ainsi le risque de barotraumatisme, mais l'inconvénient principal est l'absence de contrôle du volume courant et de la ventilation minute en cas de changement des propriétés mécaniques du système respiratoire (atélectasie, encombrement bronchique, encrassement de la sonde...).

Contrairement à un mode réglé en volume, le débit sera d'emblée maximal puis décélérant en mode réglé en pression. Cet aspect présente un avantage potentiel des modes barométriques [23] (Figure 2.8).

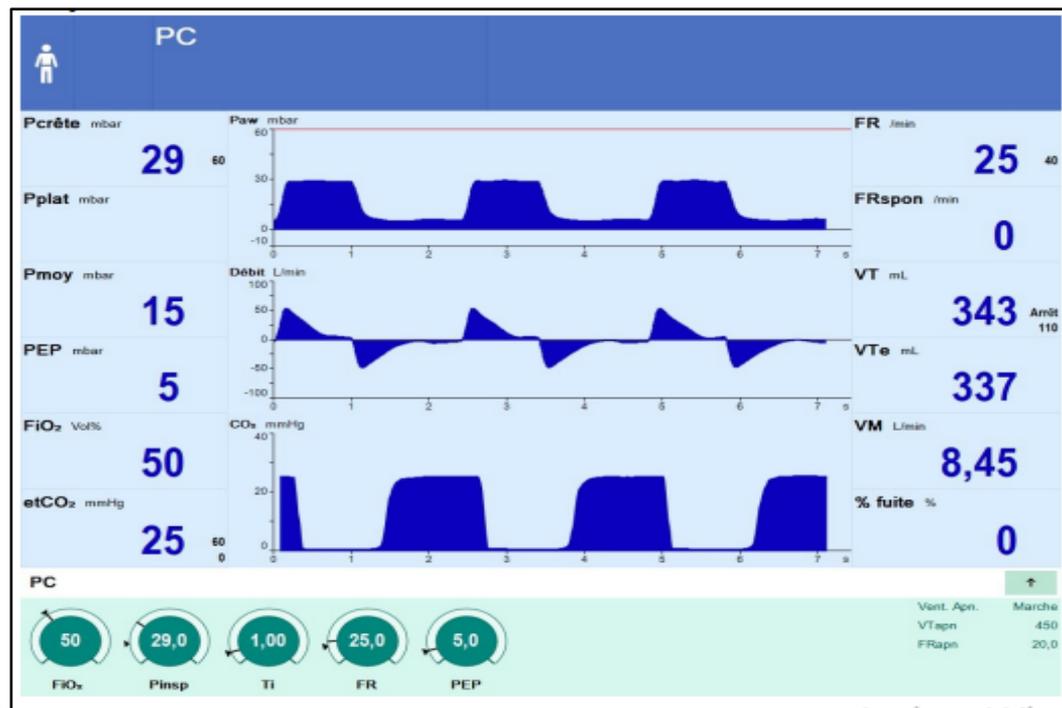


Figure 2. 8: Capture d'écran d'un ventilateur en mode barométrique.

De haut en bas, on observe les courbes de pression des voies aériennes (Paw), de débit et de capnie expiratoire en fonction du temps. Le débit est décélérant alors que la pression est fixe.

2.3.3 Aide Inspiratoire (AI)

L'Aide Inspiratoire AI (ou pressure support ventilation PSV des anglo-saxons) est un mode barométrique présentant un intérêt qui fait de lui le mode le plus utilisé dans le sevrage de la ventilation mécanique en réanimation. C'est le seul mode conventionnel dans lequel le patient impose son temps inspiratoire (via un trigger expiratoire). Quand le débit (décélérant dans un mode barométrique) passe sous un seuil prédéfini (le seuil de trigger expiratoire), l'insufflation de gaz est arrêtée, et l'expiration peut commencer (Figure 2.9).

Avec ce mode, le patient peut ainsi « déterminer » son VT en fonction des propriétés mécaniques du système respiratoire (poumon + paroi) et de son effort. En cas d'apnée, le ventilateur passe automatiquement dans un mode sécurisé (Pression contrôlée ou volume contrôlé en fonction du préréglage) assurant une ventilation minimale au patient.

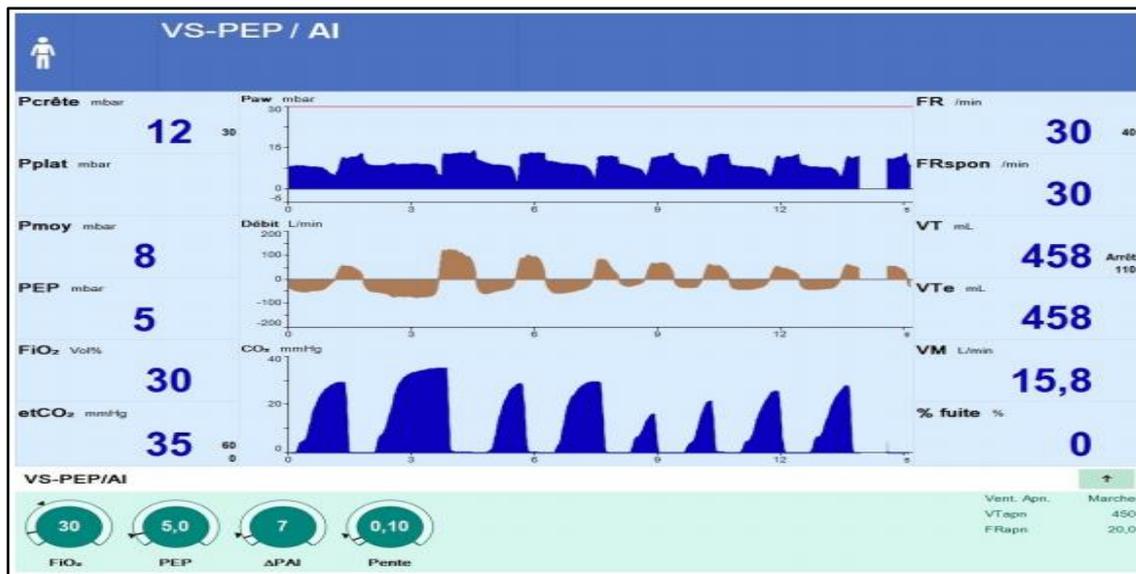


Figure 2. 9: Capture d'écran d'un ventilateur en mode VS-AI.

De haut en bas, on a les courbes de pression des voies aériennes (Paw), de débit et de capnie expiratoire en fonction du temps. La durée du cycle inspiratoire est directement liée au débit inspiratoire : lorsqu'il atteint le seuil de 25 % du débit inspiratoire maximal, l'insufflation est arrêtée.

2.4 Modes ventilatoires complexes ou évolués

Parmi les modes ventilatoires, il y'a des modes basés sur l'intelligence artificielle, basés sur la variabilité spontanée de la ventilation du patient ou des modes qui nous permet d'associer (en théorie) les avantages des modes en volume et des modes en pression (ce sont les « dual-modes » encore appelés modes mixtes ou hybrides).

Ces derniers ont pour la plupart un objectif de volume dit « garanti » en utilisant une pression variable en fonction des caractéristiques mécaniques du système respiratoire et de l'effort fourni par le patient (régulation de pression). L'inconvénient majeur des dual-modes est parfois d'obtenir le résultat inverse de l'objectif fixé, comme démontré précédemment: devant une augmentation de l'effort du patient pour obtenir un VT plus élevé.

Le mode en question va diminuer l'assistance ventilatoire en diminuant la pression délivrée pour rester dans l'objectif de VT fixé. Le principe de la modalité ventilatoire (contrôlée) a pour objectif de délivrer un volume courant (garanti) en pression contrôlée en insufflant la pression la plus basse. Le médecin détermine le volume courant consigne (VTc) et la pression à ne pas dépasser, la fréquence minimale et la durée d'insufflation (Ti).

Le respirateur commence par délivrer 4 cycles d'essai, le premier avec un niveau de pression de 5 à 10 cmH₂O au-dessus du niveau de la pression expiratoire positive (PEP) en fonction du logiciel choisi par l'industriel. Lors de chaque cycle, le respirateur mesure le VT, le compare à la valeur consigne pour déterminer la pression à imposer au cycle suivant.

Si le VT délivré est inférieur au VT_c, le respirateur insuffle une pression plus élevée de 3 cmH₂O au cycle suivant. Si le VT délivré est supérieur au VT_c, le respirateur insuffle une pression plus basse de 3 cmH₂O au cycle suivant. Quand le VT délivré est égal au VT_c le niveau de pression reste constant.

Le principe est le même avec quelques variantes entre les industriels. L'algorithme fonctionne bien en l'absence de mouvements respiratoires spontanés du patient. Les expériences cliniques de cette modalité sont faibles et peu convaincantes à ce jour [24].

2.5 Fonctions respiratoires

En plus de nous faire sentir de l'odeur et de créer des sons, le système respiratoire facilite les échanges gazeux dans l'organisme de l'homme.

2.5.1 Volume pulmonaire

La spirométrie permet d'observer les variations de volume pulmonaire qui se produisent à chaque mouvement respiratoire : lorsque nous relierons les voies respiratoires d'un sujet au repos avec un spiromètre (Figure 2.10), nous constatons que la cloche de l'appareil présente des mouvements alternatifs de montée et de descente.

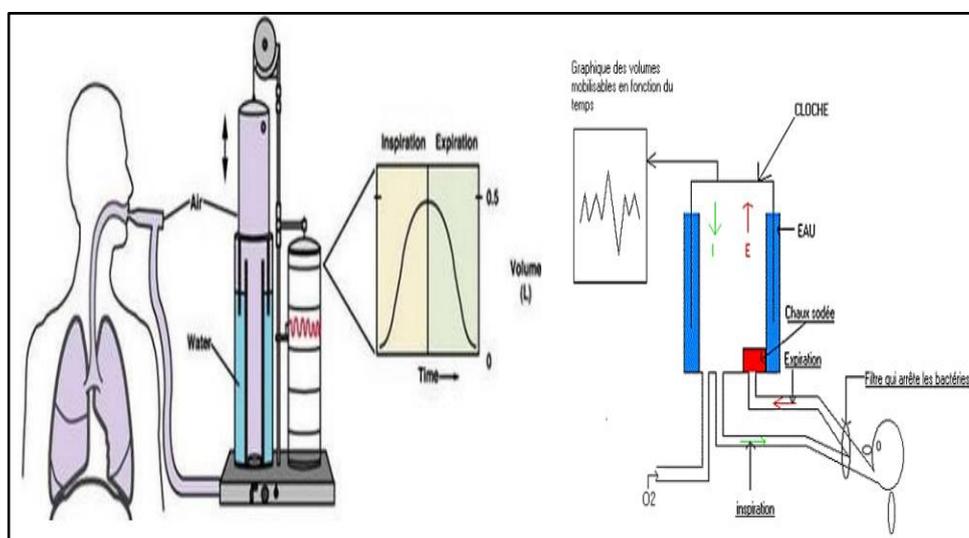


Figure 2. 10 : Spiromètre pour l'enregistrement des variations de volume pulmonaire.

Le patient effectue une respiration dans la cloche remplie d'O₂ ; l'expiration se fait à travers un bac à chaux sodée afin d'éliminer la CO₂ contenu dans le gaz expiré. Le tracé, ou spirogramme, est ascendant parce que la consommation d'O₂ tend à faire baisser le niveau moyen de la cloche.

Lorsque le thorax augmente de volume, la cloche s'abaisse et le stylet inscripteur qui en est solidaire s'élève. Une quantité d'air a quitté le spiromètre pour pénétrer dans les poumons ; c'est l'oxygénation (inspiration). Puis le thorax diminue de volume ; la cloche s'élève et le stylet s'abaisse : une quantité d'air est passée des poumons dans le spiromètre ; c'est la décarboxylation (expiration). L'ensemble constitue un cycle ventilatoire. Celui-ci se répète périodiquement et ; dans une ambiance calme, on peut constater que le volume d'air déplacé à chaque cycle est à peu près constant chez le patient. Il porte le nom de volume courant (VT).

Chez l'adulte de taille moyenne, il s'élève à 0,5l BTPS en moyenne. Mais il est possible d'observer des variations de volume beaucoup plus important : si en fin d'inspiration calme, on effectue une inspiration forcée maximale, le volume inspiratoire supplémentaire ainsi mobilisé est le volume de réserve inspiratoire (VRI). De même le volume d'air expulsé des voies respiratoires au cours d'une expiration forcée pratiquée après la fin d'une expiration normale représente le volume de réserve expiratoire (VRE) (Figure 2.11).

Ces deux volumes de réserve sont d'importance très variable suivant la taille et l'âge. A eux deux, ils représentent environ 8 fois le volume courant. Enfin ; il est habituel de constater que le volume de réserve inspiratoire est légèrement supérieur au volume de réserve expiratoire [14].

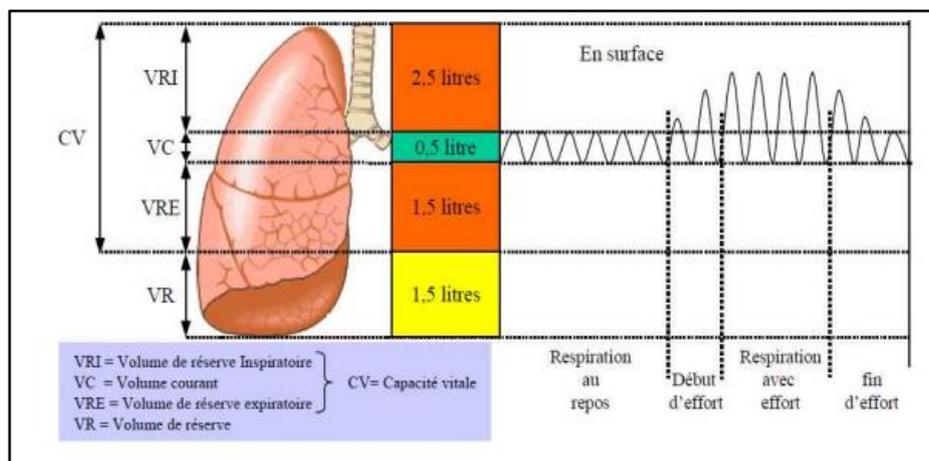


Figure 2. 11 : Répartition des volumes pulmonaires

Le tableau suivant résume les différents volumes existentiels.

Volume	Abréviation	Définition
Volume courant	VC	Volume mobilisé à chaque cycle respiratoire pendant une respiration n
Volume de réserve inspiration	VRI	Volume maximum pouvant être rejeté en plus du volume courant à l'occasion d'une expiration forcée
Volume de réserve expiration	VRE	Volume maximum pouvant être rejeté en plus du volume courant à l'occasion d'une expiration forcée valeur moyenne 1.2l
Volume résiduel	VR	Volume d'air se trouvant dans les poumons à la fin d'expiration forcée. Autrement qu'il est impossible d'expirer. Il est impossible de mesurer ce volume avec des tests de spiromètre
Volume expiratoire maximale seconde	VEMS	Volume d'air expiré en une seconde au cours d'une expiration forcée après une inspiration maximale. Le sujet gonfle ses poumons aux maximum puis expire aussi fort et aussi rapidement qu'il le peut.

Tableau 2. 2: la répartition des volumes [25]

2.5.2 Capacité Pulmonaire

Lorsque l'on veut apprécier la valeur fonctionnelle de la ventilation ; on s'adresse souvent à la détermination des capacités pulmonaires qui correspondent, par définition ; à la somme de plusieurs volumes (Figure 2.12).

A la fin d'une inspiration forcée, il est possible d'effectuer un mouvement d'expiration maximale. Celui-ci va permettre d'expulser à l'intérieur la totalité des volumes mobilisables, c'est-à-dire le volume de réserve inspiratoire puis le volume courant, puis le volume de réserve expiratoire. Ce volume correspond à la capacité vitale (CV) qui représente

donc le volume maximal d'air qu'un sujet peut mobiliser volontairement au cours d'un seul mouvement respiratoire.

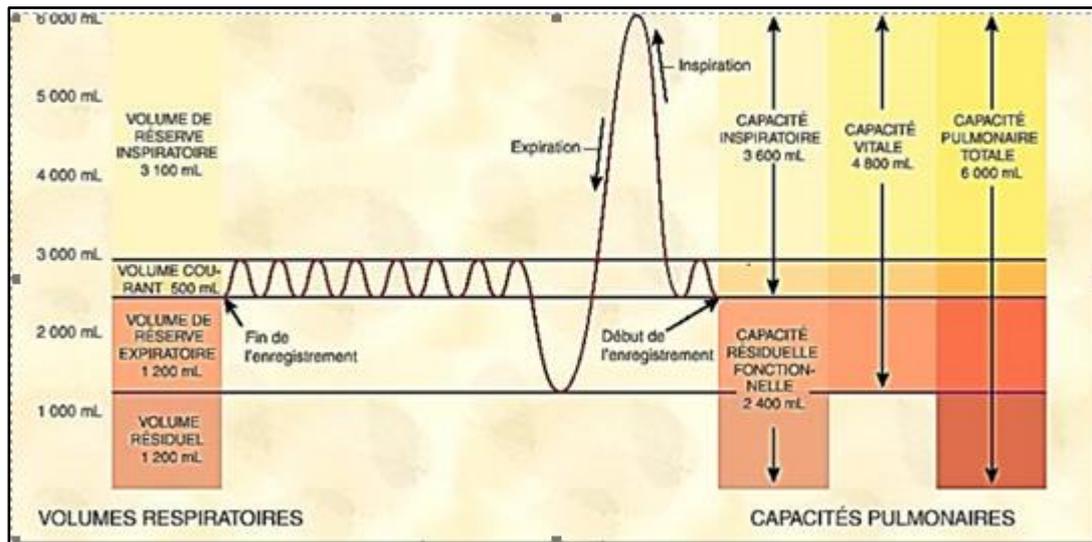


Figure 2. 12 : Répartition des capacités pulmonaires.

Simple à déterminer ; la capacité vitale constitue un paramètre important ; toujours recherché au début d'une exploration fonctionnelle respiratoire. Sa capacité inspiratoire (CI) correspond au volume d'air maximal que l'on peut inspirer depuis la position de fin d'expiration normale : c'est donc la somme du volume courant et du volume de réserve inspiratoire.

La capacité résiduel fonctionnelle (CRF) est le volume pulmonaire : elle correspond à la somme du volume résiduel et du volume de réserve expiratoire. Au point de vue physiologique, elle a une signification importante car elle correspond au volume pulmonaire dans lequel se dilue l'air inspiré ; le renouvellement du gaz contenu dans les alvéoles est d'autant meilleur que ce volume est plus petit.

Enfin la capacité pulmonaire totale (CPT) est la somme de la capacité vitale et du volume résiduel et le tableau suivant résume le tout [14].

Capacité	Abréviation	Définition
Capacité Vitale	CV	VRI+VC+VRE
Capacité Inspiratoire	CI	VC+VRI
Capacité résiduelle fonctionnelles	CRF	VRE+VR
Capacité pulmonaire totale	CPT	CV+VR

Tableau 2. 3: Répartition des capacités pulmonaires [25].

2.6 Conclusion

La fabrication d'un respirateur artificiel est très dépendante des paramètres vitaux comme le volume courant et aussi d'une parfaite connaissance de chaque organe qui intervient dans le processus respiratoire.

Ce chapitre a été dédié à donner l'essentiel de ces informations, mais seul un médecin est capable de paramétrer ces valeurs car, c'est lui qui connaît mieux le mécanisme avec précision.

Chapitre 3

Étude théorique

3.1 Introduction

Dans cette partie, nous allons décrire le développement d'un système de compression à valve à sac automatisé (BVM), qui lors des pénuries aiguës et de perturbations de la chaîne d'approvisionnement, peut servir de ventilateur d'urgence temporaire.

Le système de réanimation de travail est basé sur le contrôleur ARDUINO avec un système d'exploitation en temps réel. Dans ce chapitre, nous allons parler beaucoup plus sur la partie électrique qui est la base de ce travail.

Nous allons utiliser tout au long de ce chapitre, le document preprint qui correspond à la référence [9], qui est le document mis à la disposition de tout le monde pour la reproduction du BVM.

3.2 Description du matériel

Le ventilateur pandémique a été conçu pour être hautement reproductible, simple à confectionner et à entretenir. La conception de cet appareil a été régie par les normes ISO. Le système a été réalisé à partir de composants électroniques facilement accessibles, du microcontrôleur ARDUINO et de pièces personnalisées avec du bois.

La ventilation mécanique, qui peut être facilement contrôlée par une simple saisie d'utilisateur, a été choisie pour être la plus efficace pour traiter le plus grand nombre de personnes.

3.2.1 Présentation du système

Le système met en œuvre les deux modes suivants : la Ventilation Mécanique Contrôlée (VMC) et la Ventilation à Ration Inverse (VRI).

Un utilisateur peut contrôler :

- Les fréquences respiratoires (BPM, respirations par minute) comprises entre 5 et 40 BPM,
- Le volume courant (VT, la quantité d'air poussée dans les poumons) qui varie entre 100 ml et 800 ml,
- Le rapport temps inspiratoire/expiratoire (rapport I/E) compris entre 1:1 et 1:4.

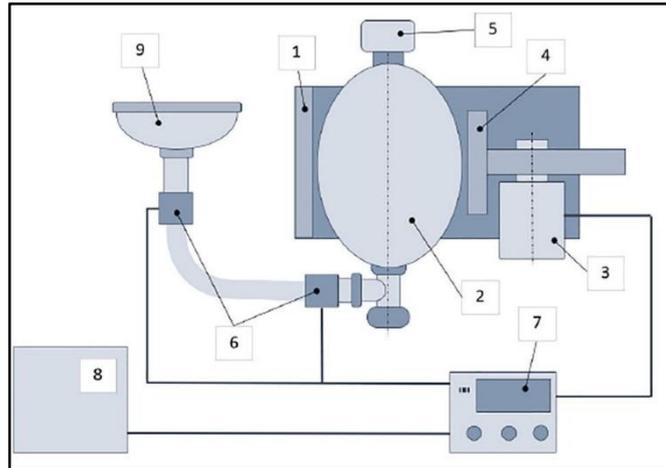


Figure 3. 1 : Système de ventilation

Ce système décrit sur la Figure 3.1, est constitué de :

- Composants mécaniques : système de montage de sac (1), mécanisme de compression (poussoir) (4), et le système de contrôle (7).
- Sac autogonflant (2).
- Un moteur (3).
- Extrémité expiratoire positive avec valve de pression PEEP (5).
- Un générateur paramétrique de composants imprimables en 3D (boîtes de jonction pour les capteurs de pression de retour (6) qui permet de s'adapter à n'importe quel système de tuyauterie).
- La batterie de secours qui permet la mobilité à court terme du patient (8).
- Masque à air (9).

Des signaux d'alarmes sont fournis par les protocoles de sécurité du logiciel, lorsque la pression proximale surveillée dépasse la plage admissible ou que les capteurs de pression sont déconnectés.

3.2.2 Processus de développement

Le processus de développement d'un dispositif médical peut être divisé selon les principales étapes suivantes :

- conception du système,
- développement schématique,

- fabrication et assemblage,
- développement du programme,
- et essais.

La figure suivante illustre le processus de compression du sac autogonflant. Au début de l'opération, en appuyant sur l'interrupteur de fin de course, le poussoir atteint la position de repos. A partir de ce point, on peut ajuster le volume courant par l'amplitude du mouvement du poussoir (ΔL), et le rythme respiratoire par une fréquence de poussoir.

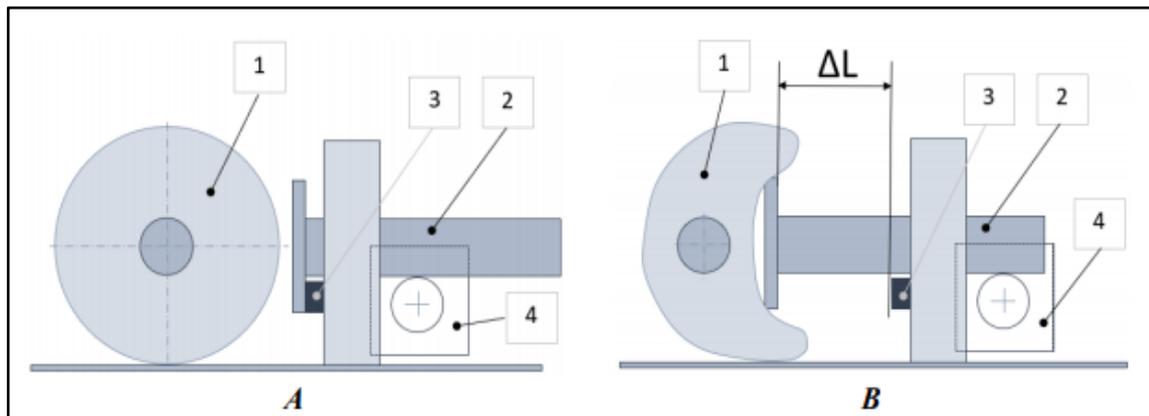


Figure 3. 2 : Le processus de compression du sac autogonflant

Dans cette étape on a utilisé :

- Un sac autogonflant (1).
- Une tige de poussée (2).
- Un interrupteur de fin de course (3).
- Et un moteur pas à pas (4).

Selon la fiche technique du moteur pas à pas utilisé, le NEMA 17, ce dernier présente un angle de 1.8 degrés par pas, ce qui donneraient 203 pas par tour de l'arbre ($N = 365/1.8$).

La poussée du moteur dépend du couple moteur et du diamètre de l'engrenage selon l'équation suivante : $F=2T/R$, où R est le rayon de l'engrenage et T le couple moteur.

Pour fournir les paramètres respiratoires souhaités, le nombre de pas du moteur doit être calculé comme suit :

$$n = \frac{\Delta L * N}{\pi * D}$$

où :

- D est le diamètre de l'engrenage en millimètres,
- ΔL est la longueur de poussoir souhaitée en millimètres,
- N le nombre de pas par tour complet : $N = 365/1.8$.

3.3 Partie électronique du montage

La figure suivante illustre le schéma électrique de notre montage :

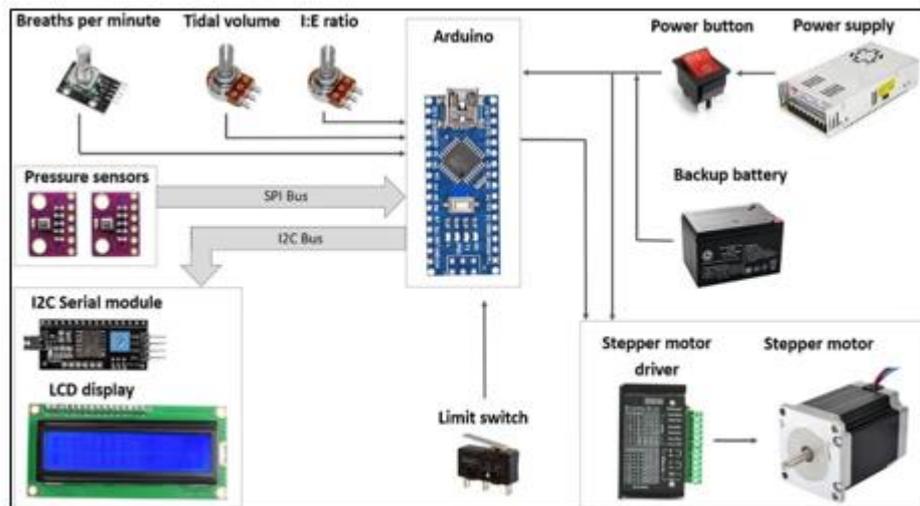


Figure 3. 3 : Schéma électrique du montage

Le système dispose de trois entrées de contrôle : le volume courant et le rapport I/E sont contrôlés par des potentiomètres, et les fréquences respiratoires sont contrôlées par un encodeur rotatif (son utilisation permet d'ajouter un mode avec plusieurs modes).

3.3.1 Le microcontrôleur

Chaque système électronique nécessite un microcontrôleur qui le rend intelligent, dans notre travail, nous allons utiliser la carte Arduino [26].

Arduino est une petite carte électronique programmable et un logiciel multiplateforme, qui peut être accessible à tout un chacun dans le but de créer facilement des systèmes électroniques.

Elle est dotée de processeur et de mémoire sur lesquelles nous pouvons brancher d'autres composants électroniques et d'animer des dispositifs mécaniques.

Le tableau suivant présente les différentes cartes Arduino disponibles sur le marché :

Version de carte	Année de sortie	Microcontrôleur
Diecimila	2007	ATmega168V
LilyPad	2007	ATmega168V/ATmega328V
Nano	2008	ATmega328/ATmega168
Mini	2008	ATmega168
Mini Pro	2008	ATmega328
Duemilanove	2008	ATmega168/ATmega328
Mega	2009	ATmega1280
Fio	2010	ATmega328P
Mega 2560	2010	ATmega2560
Uno	2010	ATmega328P
Ethernet	2011	ATmega328
Mega ADK	2011	ATmega2560
Leonardo	2012	ATmega32U4
Esplora	2012	ATmega32U4
Micro	2012	ATmega32U4
Yún	2013	ATmega32U4 +Linino

Tableau 3. 1 : Les différentes cartes Arduino

La différence entre ces cartes est la puissance de traitement et la configuration du brochage. Pour relier la carte avec l'ordinateur, il faudra bien sûr un câble spécifique.

Dans notre projet, nous allons utiliser la carte Arduino Uno.

3.3.2 Composants électroniques utilisés

En plus de la carte Arduino, nous allons utiliser les composants suivants pour la réalisation de notre montage :

a) Le Moteur pas à pas

C'est un moteur à courant continu sans balais dans lequel la rotation est divisée en un certain nombre de pas qui résultent de la structure du moteur [27].



Figure 3. 4 : Le moteur pas à pas

Le moteur pas à pas est composé d'un rotor et d'un stator :

- Le stator est une pièce fixe, tandis que le rotor monté sur l'arbre avec un palier tourne comme le champ magnétique tournant qui est créé autour du stator. Le stator – en acier ou en autre métal – est le cadre d'un ensemble d'électroaimants, qui sont des bobines montées à des endroits spécifiques autour du rotor.
- Lorsque le courant circule à travers les bobines du stator, un champ magnétique est créé autour d'elles. Les flux magnétiques particuliers ont une direction et une intensité qui dépendent de l'intensité et de la direction du courant traversant une bobine donnée.
- Lorsque la bobine est sous tension, l'électroaimant créé est attiré par un aimant (dent) monté sur le rotor, déplacé d'un certain décalage par rapport à lui.
- Le rotor et l'arbre tournent alors de l'angle auquel sa position s'oppose le moins au flux magnétique ou à la résultante de plusieurs flux. Après avoir été déplacé de ce décalage, un autre électroaimant (bobine ou bobines) sur le stator est activé et le rotor est ramené à sa nouvelle position.

- En commutant des bobines successives, il est possible d'effectuer d'autres pas vers l'avant ou vers l'arrière, ou d'effectuer une rotation complète ou partielle du rotor et de l'arbre avec lui.

Sur la base de la description donnée ci-dessus, nous pouvons imaginer le moteur pas à pas comme une série d'électroaimants qui attirent l'aimant du rotor.

La figure suivante illustre le fonctionnement d'un moteur pas à pas :

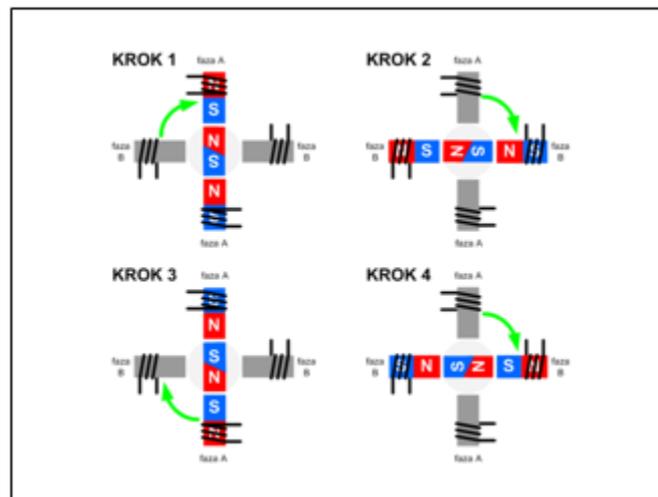


Figure 3. 5 : Fonctionnement du moteur pas à pas

Dans ce mode, le moteur tourne d'un angle résultant de sa construction qui peut être, par exemple, de $1,8^\circ$. Comme nous pouvons facilement le calculer, il faudra faire 200 pas pour effectuer un tour complet ($200 \times 1,8^\circ = 360^\circ$).

La course de l'arbre est effectuée après la mise sous tension d'une ou de deux bobines.[27].

Cependant pour pouvoir l'utiliser avec la carte Arduino, le moteur pas à pas nécessite un driver pour le piloter. Pour cela, nous allons utiliser un moteur pas à pas NEMA 17 avec un driver TB6600 qui nécessite une alimentation de 12V, où ce dernier présente deux avantages :

- L'ensemble de l'électronique est intégré dans un boîtier métallique permettant de mieux protéger la carte. Ce boîtier ressemble beaucoup aux boîtiers des drivers de moteurs haut de gamme. L'ensemble est aussi plus économique.

- Les connecteurs sont des borniers enfichables, nous pouvons donc changer notre driver sans refaire le câblage et cela facilite les tests de vérification [28].

b) Les potentiomètres

Appelés aussi résistances variables ou rhéostats [29], les potentiomètres peuvent être considérés comme des résistances dont on peut faire varier la valeur ohmique entre deux points, par simple action mécanique sur un axe rotatif ou rectiligne (Figure 3.6).

Ils sont constitués d'une piste résistive sur laquelle entre en contact un curseur mobile, qui peut se promener d'une extrémité à l'autre de la piste.

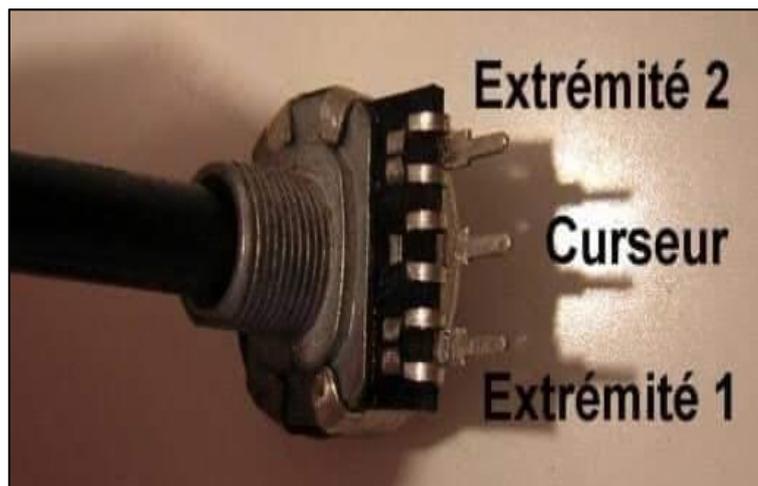


Figure 3. 6 : Le potentiomètre

Nous allons donc utiliser les potentiomètres pour contrôler le volume courant et le rapport I/E mais des potentiomètres multi-tours sont plus meilleurs à cause de leurs précisions.

c) L'encodeur

Un encodeur est un dispositif électromécanique qui génère un signal électrique en fonction de la position ou du déplacement de l'élément mesuré (Figure 3.7). Les encodeurs rotatifs sont utilisés pour mesurer le déplacement (sens et vitesse de rotation). Dans cette étude, il est utilisé pour contrôler les fréquences respiratoires [30].

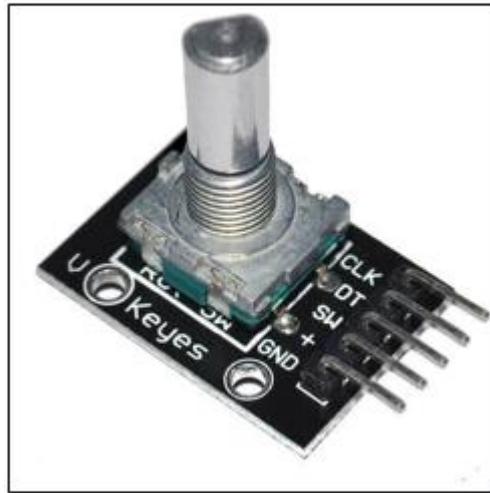


Figure 3. 7 : L'encodeur

d) Le capteur de pression

Un capteur de pression est un instrument composé à la fois d'un élément sensible à la pression pour déterminer la pression réelle appliquée au capteur et de certains composants pour convertir cette information en un signal de sortie [31].

Un capteur de pression situé aux bords du conduit d'air est utilisé pour déterminer la pression dans les voies aériennes.

Les éléments sensibles des capteurs de pression sont basés sur la technologie piézorésistive, qui garantit précision, linéarité et stabilité pendant un fonctionnement à long terme. Les appareils et applications de santé représentent l'utilisation typique des appareils donnés. La valeur du débit d'air n'est pas utilisée comme signal de retour et est uniquement destinée à des fins d'illustration [9].

Le capteur BMP280 (Figure 3.8) utilisé, mesure la pression absolue dans la plage de 300 à 1100 hPa. Par conséquent, il est nécessaire d'étalonner le système chaque fois que le ventilateur est utilisé pour déterminer le niveau de pression ambiante normale [9].

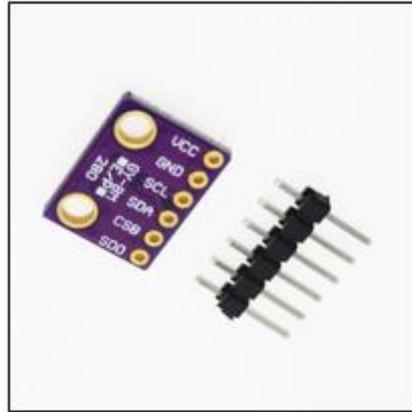


Figure 3. 8 : Le capteur de pression BMP280

e) Module I2C

Un I2C (Inter Integrated Circuit Bus) est un bus informatique (Figure 3.9).

Conçu par Philips pour les applications de domotique et d'électronique domestique, il permet de relier facilement un microprocesseur et différents circuits tout en réduisant le nombre de lignes nécessaires à seulement deux lignes [32] :

- SDA (Serial DATA),
- SCL (Serial CLock).

Il a 16 pins pour les connecter à un afficheur LCD.

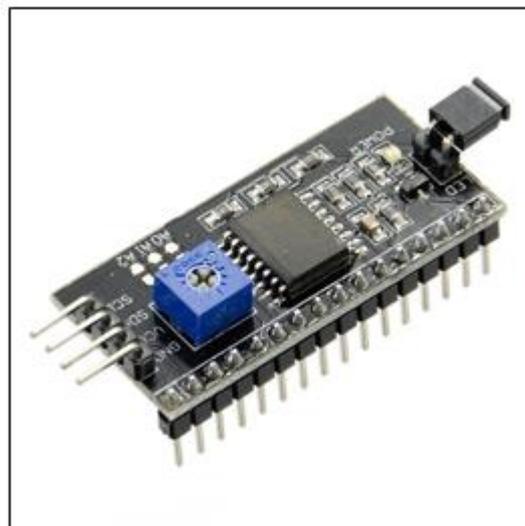


Figure 3. 9 : Le module I2C

f) L'afficheur LCD

L'afficheur LCD est en particulier une interface visuelle entre un système (projet) et l'homme (utilisateur). Son rôle est de transmettre les informations utiles d'un système à un utilisateur. Il affichera donc des données susceptibles d'être exploitées par l'utilisateur d'un système [33].

Il existe plusieurs afficheurs LCD. Concernant notre travail, nous avons utilisé un afficheur 16*2 (Figure 3.10).

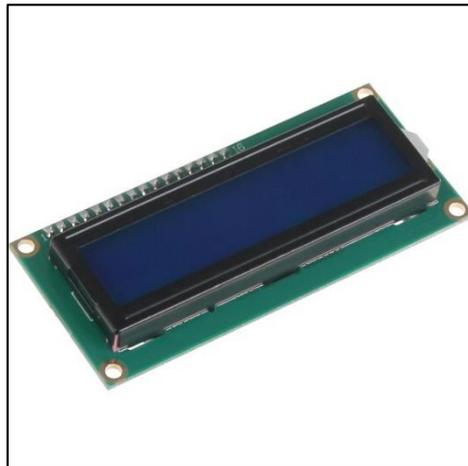


Figure 3. 10 : L'afficheur LCD 16*2

3.4 Conclusion

Les ventilateurs basés sur le type BVM sont faciles à reproduire et sont constitués par des composants facilement disponibles. L'avantage de ces systèmes est la possibilité de libérer un spécialiste clinique pour une certaine période de temps pour travailler avec d'autres patients. Un tel appareil automatisé surpasse de manière significative la compression manuelle en termes de précision et de stabilité.

Dans le chapitre suivant, nous allons tout d'abord essayer de simuler ce montage à l'aide de deux logiciels qui sont le Labview et Proteus. La réalisation physique sera présentée dans le dernier chapitre où nous allons présenter le montage complet avec les tests réalisés.

Chapitre 4

Simulation du Montage

4.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous allons présenter le logiciel LabVIEW et ses propriétés, ainsi que l'IDE pour Arduino et le logiciel Proteus. Ces logiciels vont nous permettre de réaliser la simulation de notre projet afin de tester son bon fonctionnement avant de passer à sa réalisation pratique.

4.2 Présentation de LabView

LabVIEW pour Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench est un environnement de développement en langage graphique G. Il a été créé en 1986, pour Apple Macintosh au début, qui était à l'époque l'un des seuls ordinateurs proposant une interface graphique native.

C'est un environnement de développement propriétaire (Figure 4.1) développé et vendu par la société National Instruments (NI). Ainsi, la première version de LabVIEW s'attache à offrir un environnement de développement dont le rôle est de permettre simplement à l'utilisateur de créer des instruments virtuels (Virtual Instrument, ou VI) utilisant le matériel d'acquisition NI pour reproduire sur un micro-ordinateur le comportement d'un instrument personnalisé et personnalisable à volonté [34].

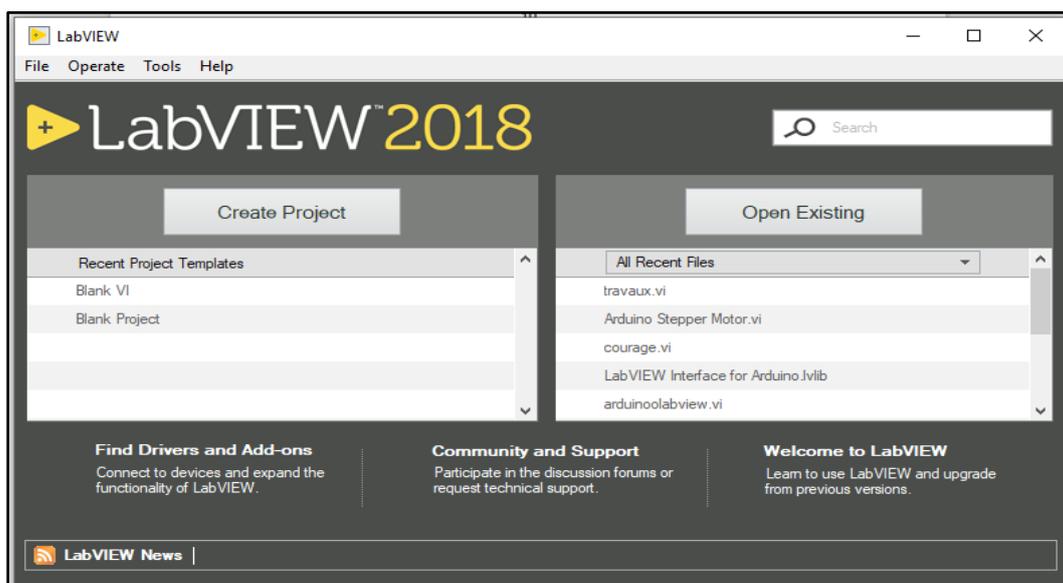


Figure 4. 1: Interface LabVIEW

4.2.1 Les fenêtres du programme

Un programme LabVIEW comprend 2 fenêtres distinctes : le panneau avant servant d'interface avec l'utilisateur et le diagramme contenant le programme source en langage graphique G [35].

a) Le « panneau avant »

Sur cette fenêtre, apparaissent des objets sous forme de commandes d'entrée ou contrôleurs, ou d'indicateurs de sortie, ce qui constitue l'interface interactive du programme. Le « panneau avant » vide apparaissant par défaut lors de la création d'un programme est indiqué sur la figure ci-dessous.

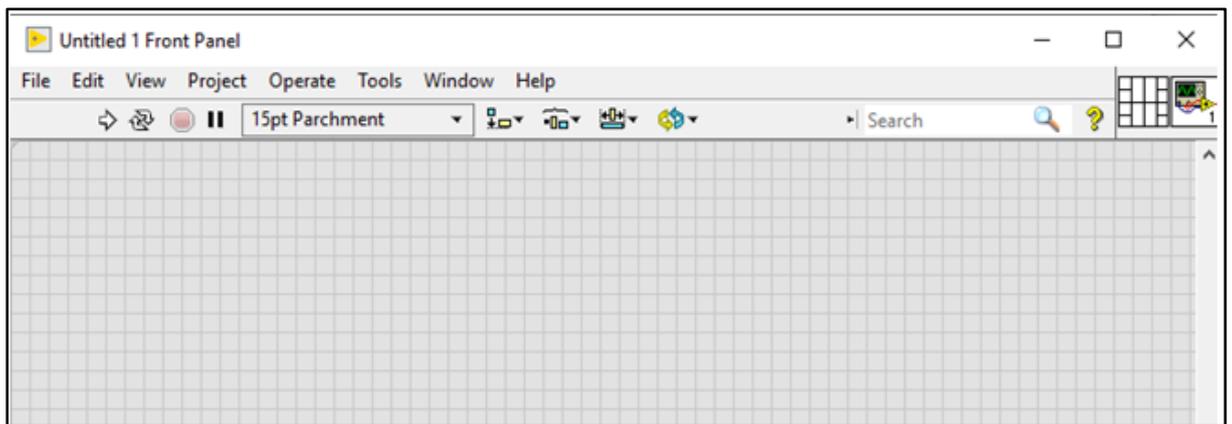


Figure 4. 2 : Face avant de LabVIEW

A l'aide d'un clic droit, nous pouvons obtenir une fenêtre qui nous permettra de choisir les différents composants que nous utiliserons sur notre face avant mais dont les liaisons se feront sur l'autre face (le diagramme), le raccourci pour passer d'une face à l'autre est ctrl E (Figure 4.3).

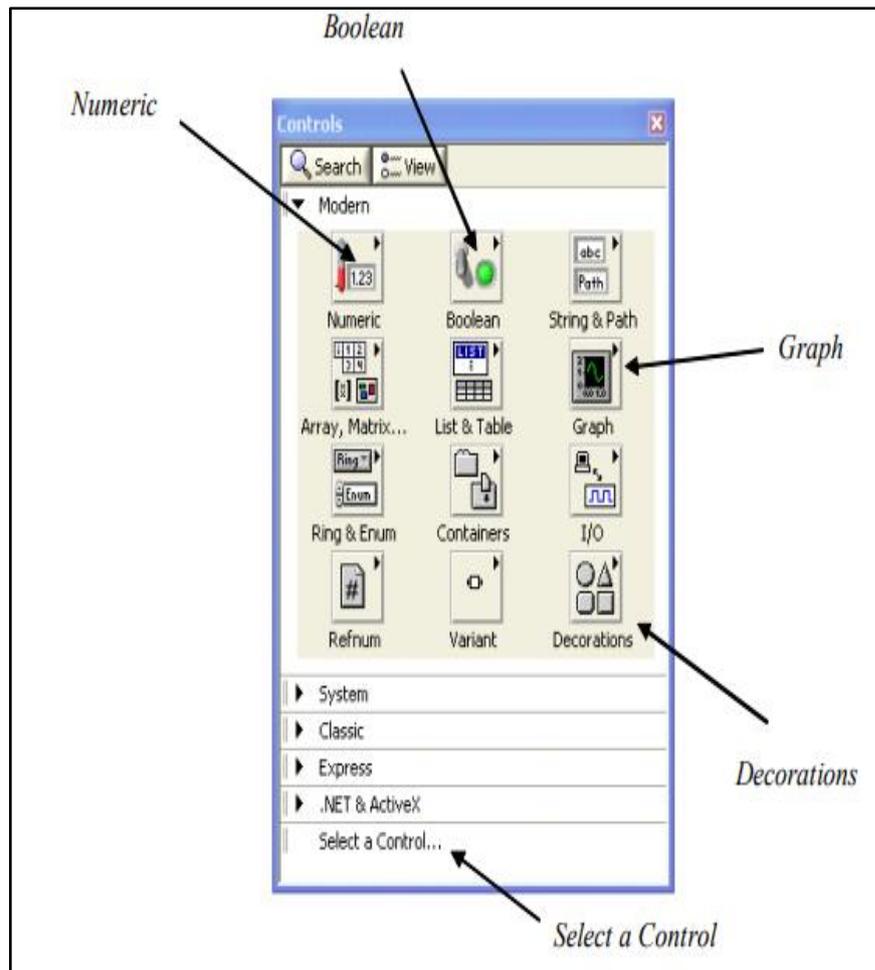


Figure 4. 3: Fenêtre des commandes .

Une interface du panneau avant, nous permet de constituer des [36] :

- Commandes (Control) qui permettent d'entrer des valeurs (input).
- Indicateurs (Indicator) qui reçoivent leurs valeurs du programme (output).
- Décorations pour juste une fonction esthétique (Figure 4.4).
- Des graphes pour l'observation comportementale du programme.

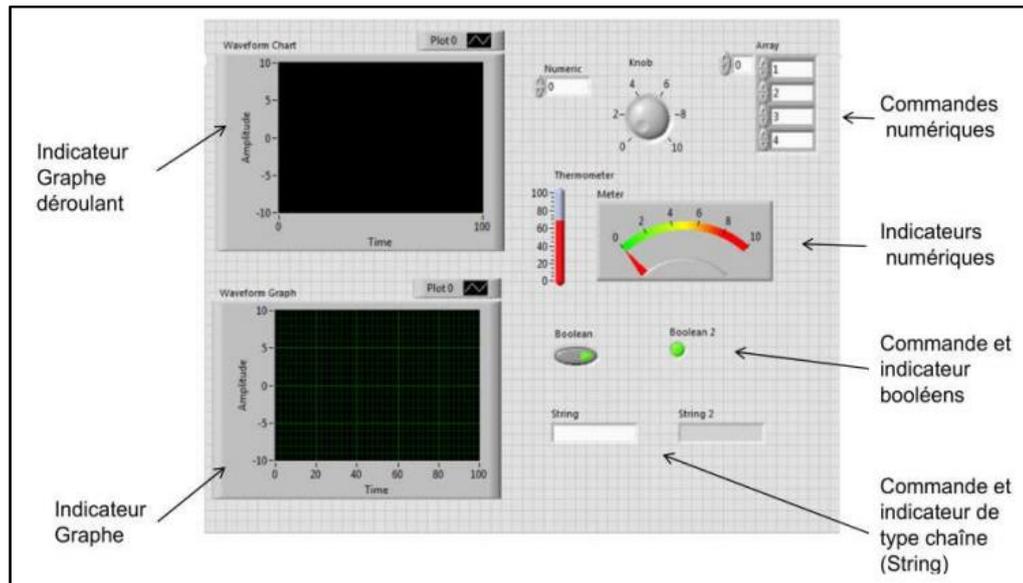


Figure 4. 4: Exemple d'une représentation de la face avant sur LabVIEW

b) Le diagramme

Cette fenêtre contient le code source graphique représentant le programme écrit en langage G. Le diagramme vide apparaissant par défaut lors de la création d'un programme est indiqué sur la figure ci-dessous [37].

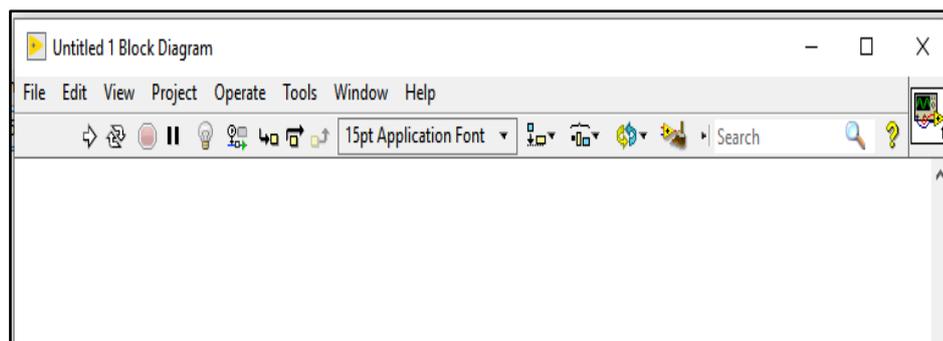


Figure 4. 5: Fenêtre diagramme sur LabVIEW

Ce diagramme contient le code du programme sous forme graphique, il se compose de:

- **Nœuds**

Ce sont des objets sur le diagramme, qui possèdent des entrées et/ou des sorties et font des tâches spécifique lorsqu'un VI est en marche. Leurs équivalents s'appellent des fonctions dans les langages textuels.

• Terminaux

Les objets qui se trouvent dans la face avant apparaissent comme des terminaux dans le digramme. Les terminaux sont des portes de communication entre la face avant et digramme reflétant le type de données, de contrôle ou de l'indicateur. Dans les langages textuels, Ils sont équivalents aux paramètres et aux constantes.

• Fils

L'ensemble des terminaux et des nœuds sont mis en relation par des fils pour transférer les données dans le diagramme. Chaque fils provient d'une seule source mais peut être distribué à plusieurs VIs ou de fonctions destinées à les traiter. Les fils sont analogues aux variables dans les langages textuels.

• Structure

Plus communément connu sous l'appellation BOUCLE comme dans beaucoup de langage, un programme ne peut être efficace qu'à condition de disposer de mécanisme d'itération, dans le cas de LabVIEW les plus utilisés sont [38] :

- des structures conditionnelles ;
- des boucles : For et While ;
- et des structures de séquence : elles sont spécifiques à LabVIEW et nous permettent de déterminer l'ordre d'exécution de certaines parties de code.

✚ La Figure 4.6 présente un exemple de diagramme contenant quelques-uns de ces objets typiques [36].

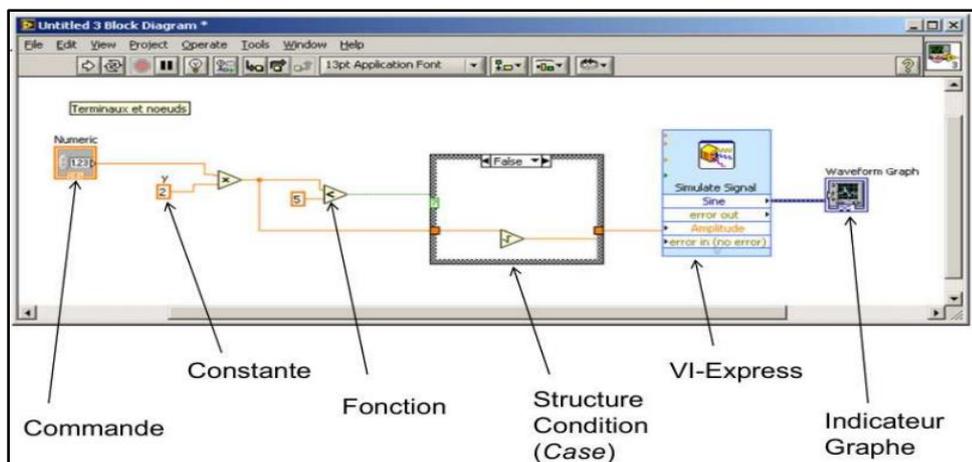


Figure 4. 6: Les objets typiques d'un diagramme

4.2.2 Les palettes

Les outils de programmation sont répartis en trois palettes qui contiennent un certain nombre d'option qui permettent de créer et de modifier le VI [37] :

- Outils.
- Commande.
- Fonction.

a) La palette des outils

Cette palette des outils est développée sur la Figure 4.7.

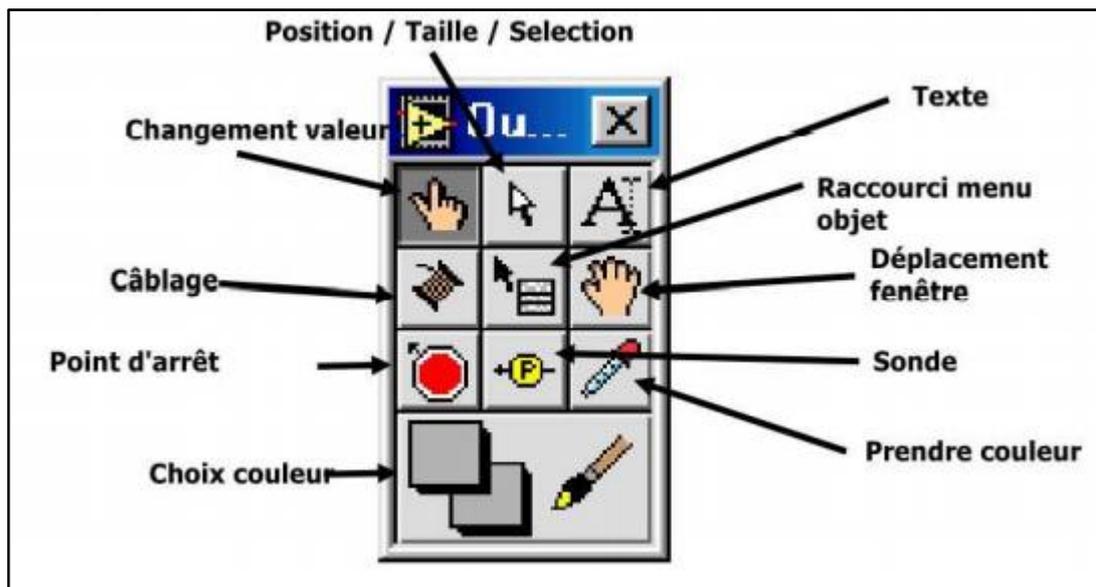


Figure 4. 7: Palette des outils de LabVIEW

b) La palette de commandes

Les commandes, indicateurs et décoration sont disponibles à partir de la palette de commandes (Figure 4.3). Il y a plusieurs façons d'afficher la palette de commandes : directement en faisant un clic droit sur la face-avant ou à partir du menu déroulant de la face-avant, en cliquant sur « Affichage », puis en sélectionnant « Palettes des commandes ».

c) La palette des fonctions

Elle s'affiche lorsqu'on visualise le bloc diagramme (Figure 4.8). Chaque icône contient également des sous palettes. Elle permet de placer des nœuds (opérateurs, VIs, constantes...) dans le bloc diagramme.

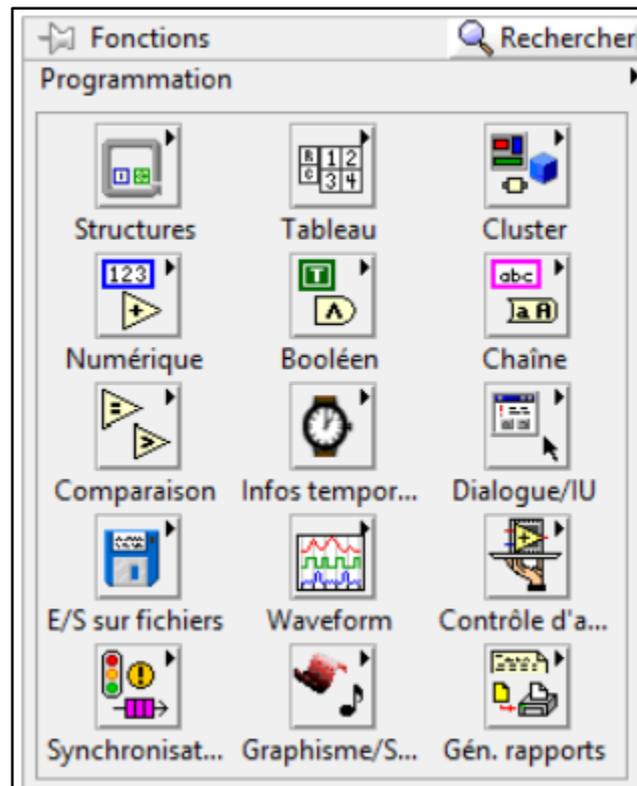


Figure 4. 8: La palette des fonctions

4.3 Simulation sur LabVIEW

Notre objectif est de faire la simulation de notre moteur pas à pas avec la carte arduino en fonction de trois paramètres d'entrées qui sont la fréquence respiratoire représenté par un potentiomètre, le volume courant représenté aussi par un potentiomètre et le troisième paramètre qui est le rapport inspiration/expiration comme le débit représenté par un encodeur rotatif à l'aide LabVIEW.

Vu les études menées sur ce logiciel, il est quasi impossible de faire une simulation 100% sur LabVIEW. De ce fait, il a fallu adapter LabVIEW avec d'autre logiciels comme Proteus et l'IDE Arduino dans lequel nous allons écrire le script (ou programme) pour commander à partir de la carte Arduino.

Pour faire la simulation sur LabVIEW, deux méthodes s'imposent à nous, soit de commander directement la réalisation physique, soit d'utiliser un logiciel intermédiaire pour faire une simulation indépendante puis la téléverser (ou télécharger) dans la carte Arduino, ainsi la réalisation physique serait indépendante du logiciel.

Les différents composants utilisés ont été représentés dans le chapitre 3. A l'aide de notre façon de comprendre de logiciel et avec certains tutorial, le travail suivant a été possible.

Le virtual Instruments package manager (VIPM) est un logiciel de la société JKI qui fournit les compléments logiciels de LabVIEW et d'autre code (figure 4.9). Il permet de trouver, d'installer et de gérer les compléments logiciels de LabVIEW distribués sur le réseau des outils LabVIEW.

C'est ainsi que nous avons pu insérer les commandes concernant la carte Arduino, le moteur utilisé et même pour pouvoir établir une connexion de base avec l'IDE Arduino.

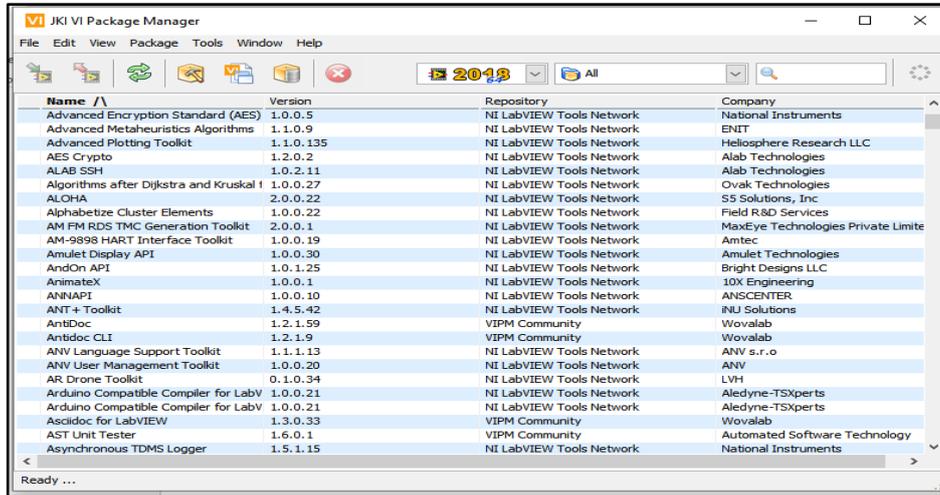
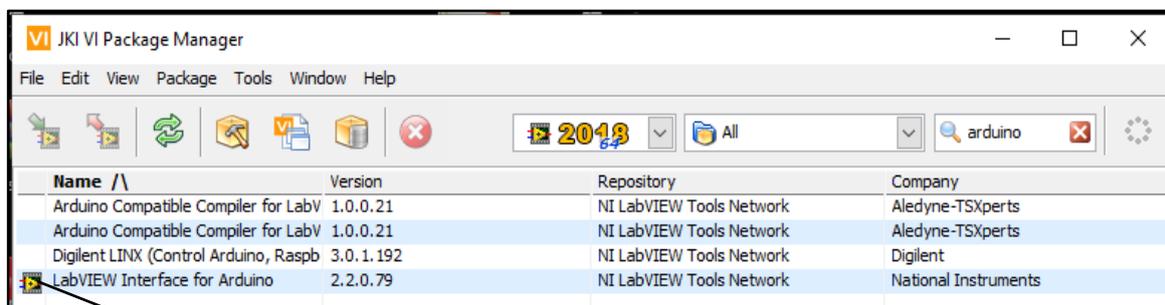


Figure 4.9 : Interface du VIPM

Dans le VIPM nous avons le LIFA (Figure 4.10) à partir duquel nous pouvons voir les instruments de l'Arduino sur LabVIEW et une fenêtre de configuration contenant les bases de la carte Arduino sera disponible dans le logiciel LabVIEW (Figure 4.11).



LIFA

Figure 4.10 : LabVIEW interface for Arduino sur VIPM.

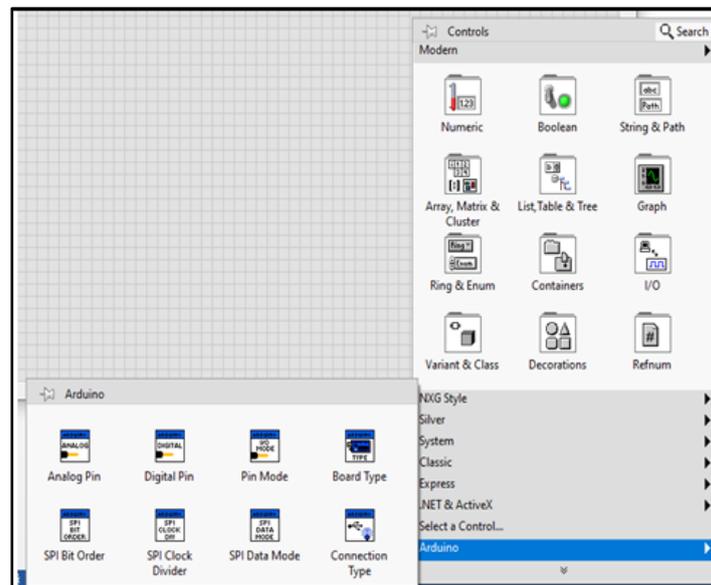


Figure 4. 11: Interface Arduino sur LabVIEW

4.4 Logiciel Proteus

Proteus (Figure 4.12) est un logiciel pour la conception assistée par ordinateur (CAO) des composants électroniques, par la société Labcenter Electronics. C'est actuellement (2020) la seule CAO électronique qui permettant la conception d'un système électronique complet et de le simuler, y compris avec le code des microcontrôleurs.

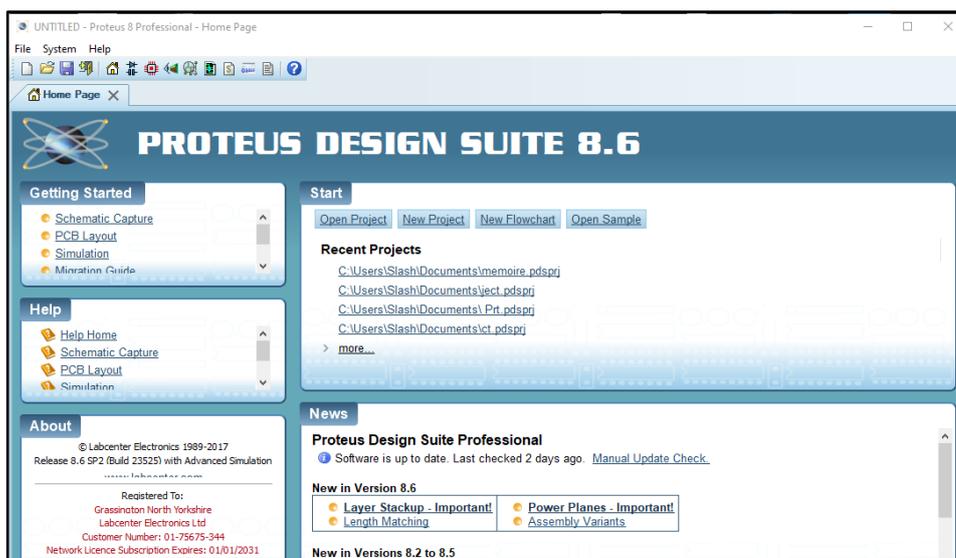


Figure 4. 12 : L'interface Proteus

Pour cela, elle inclut un éditeur de schéma (ISIS), un outil de placement-routage (ARES), un simulateur analogique-numérique, un environnement de développement intégré

pour microcontrôleurs, un module de programmation par algorithme ainsi qu'un éditeur d'interface pour smartphone afin de piloter à distance des cartes Arduino ou Raspberry.

A défaut de n'avoir une simulation virtuelle 100% sur LabVIEW (c'est-à-dire sans les composants physiques, nous avons eu recours à une astuce qui utilise Proteus pour la visualisation et qui utilise un Virtual Serial Port Driver pour établir une connexion avec LabVIEW.

Cependant, comme LabVIEW, Proteus n'a pas l'interface de l'Arduino installée par défaut, raison pour laquelle nous étions amenés à installer une bibliothèque Arduino pour Proteus.

Le logiciel Proteus est constitué d'une seule application avec une fenêtre unique contrairement à LabVIEW qui a deux fenêtres : une pour les liaisons et l'autre pour les composants eux-mêmes. Il est le logiciel idéal pour l'interfaçage que nous souhaitons faire avec LabVIEW. L'utilisation de Proteus dans notre travail suit les étapes suivantes :

4.4.1 La partie schématique sur Proteus

Dans cette partie, nous avons utilisé l'équivalent des composants physiques que nous avons, le seul souci a été pour le capteur de pression que nous n'avons pas pu représenter sur Proteus. Il y'a donc trois circuits comme entrées et le circuit du moteur pas à pas commandé par la carte Arduino.

- Les trois circuits d'entrées :

Sur la Figure 4.13 se trouve nos trois paramètres d'entrées avec le montage nécessitant leur fonctionnement.

- Celui cadré en orange représente les deux potentiomètres (résistances variables) que nous avons développé dans le chapitre 3 ;
- l'autre en vert représente le circuit électrique de la troisième entrée (l'encodeur rotatif),
- le tout commandé par la carte Arduino visible dans le schéma.
- Pour commander l'encodeur, nous avons utilisé une batterie de 0.5 V, des switch et un oscilloscope virtuel sur Proteus, pour visualiser la rotation de l'encodeur.

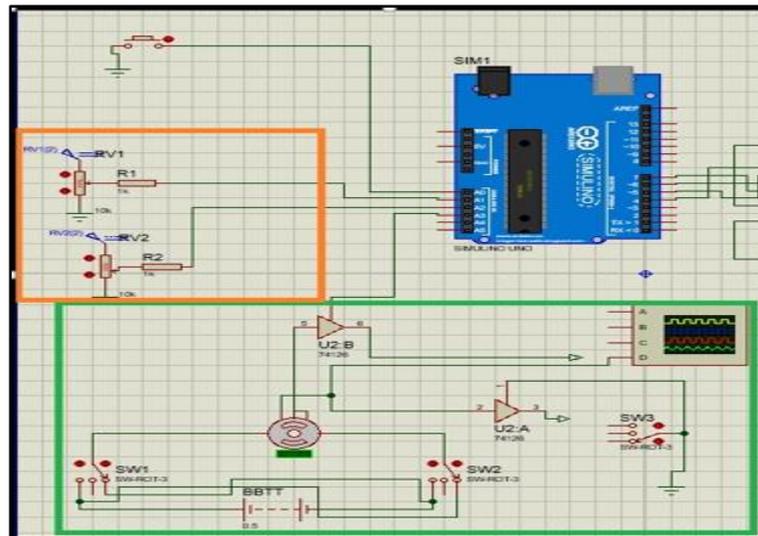


Figure 4.13 : Circuits d'entrées

- Le moteur pas à pas :

Dans notre montage (Figure 4.14), le moteur pas à pas avec son driver sont représentés par un montage standard, qui produit des tours avec des pas qui diffèrent selon chaque besoin.

Nous avons utilisé l'oscilloscope virtuel sur Proteus, pour suivre le comportement du moteur et celui des pas.

Les pas de notre moteur son influençables par nos paramètres d'entrées, c'est-à-dire qu'à chaque fois que nous varions les potentiomètres ou l'encodeur, nous constatons une variation sur l'oscilloscope ce qui explique l'augmentation ou la diminution de la vitesse du moteur et ses pas aussi. Cette dépendance du moteur est liée au type de programme que nous avons écrit dans le logiciel IDE d'Arduino.

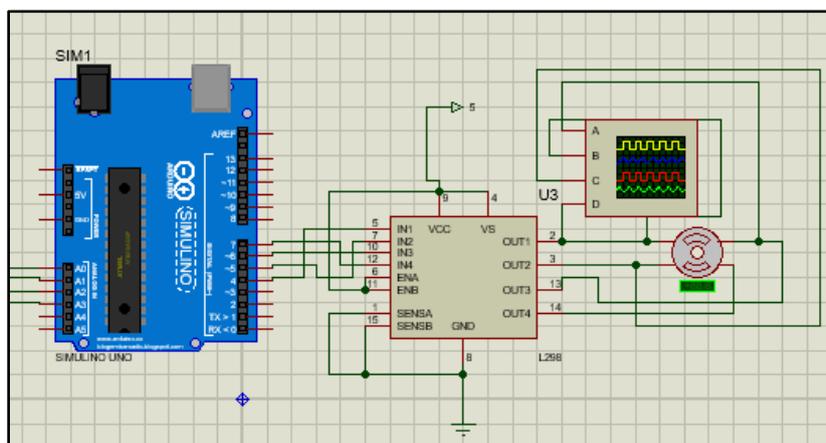


Figure 4.14 : Montage du moteur pas à pas

4.4.2 Commande du montage sur Proteus

Pour faire fonctionner le montage que nous avons développé sur Proteus, nous avons édité un programme dans le logiciel IDE d'Arduino puis nous avons procédé à son téléchargement dans le port qui correspond à notre carte électronique Arduino sur Proteus.

En effet nous avons deux ports que nous avons connecté via l'application Virtual serial port driver : l'un pour Proteus et l'autre pour LabVIEW ce qui a rendu leur interfaçage possible.

A l'aide de l'application virtual serial port driver, nous avons alors connecté les deux logiciels (LabVIEW et Proteus) : soit le port com1 pour Proteus et le port com2 pour LabVIEW.

C'est à partir de cette VISA que l'interconnexion serait possible sur LabVIEW. Sur le diagramme de la Figure 4. 15, nous avons créé tout d'abord une boucle while, des visa ressources, des Visa write ,un bouton stop pour pouvoir faire l'interconnexion .

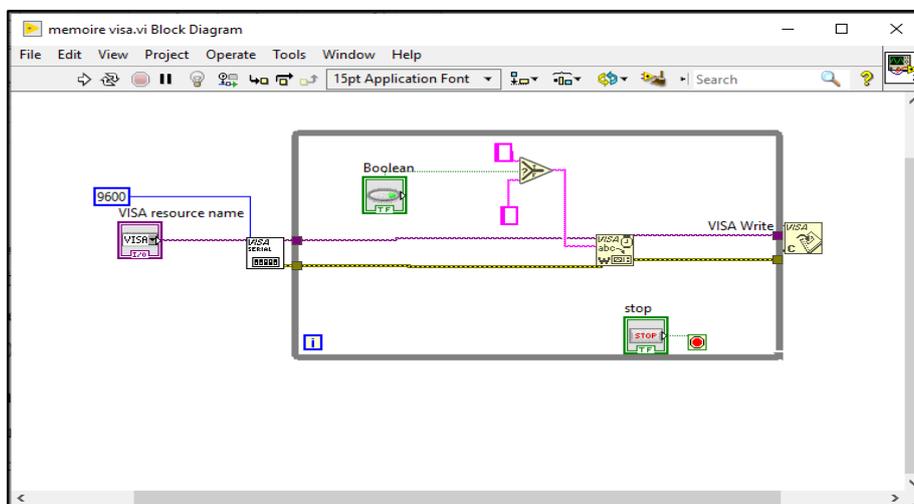


Figure 4. 15: Le diagramme du programme

Et sur sa face avant (Figure 4.16), nous pourrions voir le Boolean qui permet de lancer le programme, le bouton stops et le Visa ressources sur laquelle nous pourrions choisir notre port c'est-à-dire le deuxième port que nous avons interfacé avec le port Com 1.

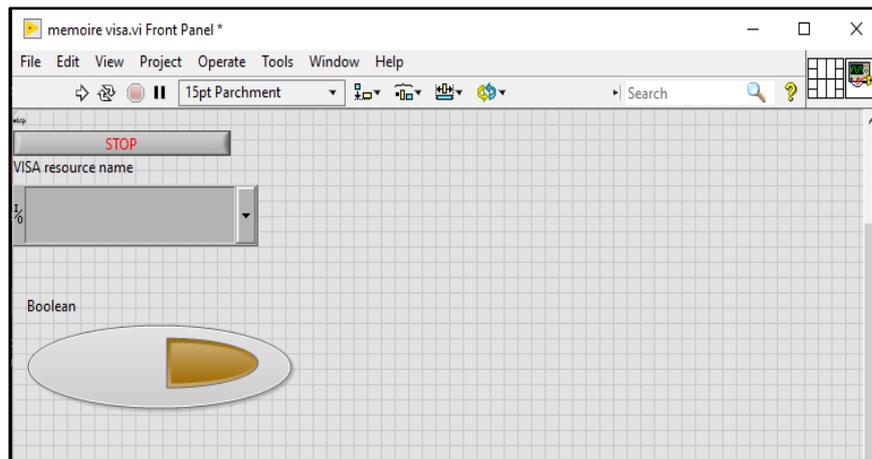


Figure 4. 16 : La face avant du programme

4.5 Résultats de la simulation sur Proteus

Lorsque nous lançons la commande LabVIEW, nous constatons l'ouverture de Proteus et la simulation de notre programme (Figure 4.17).

Pour mieux apprécier nos résultats, nous avons ajouté un oscilloscope à la sortie du moteur pas à pas et le résultat est satisfaisant, car lorsque nous changeons un des paramètres d'entrées, la vitesse et la direction du moteur change d'un aspect visuelle mais sur l'oscilloscope on interprète cela en la diminution de l'amplitude et le période des signaux carrés.

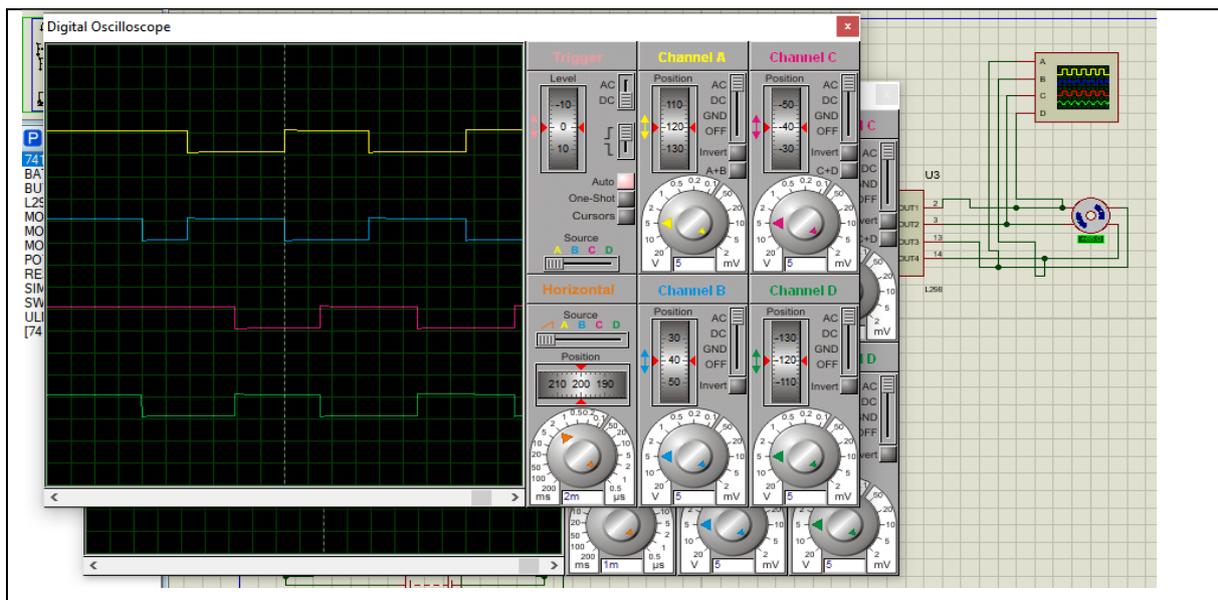


Figure 4.17 : Résultat de la simulation

Dans ce programme nous avons ajouté un capteur de pression pour, pour capter la pression que va exercer le patient pour que le moteur puisse se mettre à souffler sur le ballon.

4.6 Simulation sur LabVIEW

Notre objectif était de voir une simulation 100% sur LabVIEW mais au fur et à mesure que nous avons étudié ce logiciel, nous avons constaté une impossibilité de faire cela à 100%.

Avant de trouver la solution de jumelage avec Proteus présentée auparavant, nous avons pu programmer quelques composants sur LabVIEW puis réaliser un pilotage direct avec la carte Arduino réelle (et non pas simulée).

Pour cela, nous avons été confronté à un chevauchement de version et de génération par exemple :

- Notre travail était de faire une réalisation avec une carte arduino de type Nano. Mais il se trouve que LabVIEW et ses dérivés n'avaient pas intégrées la technologie Nano pour la carte Arduino. Ceci, nous a obligé de travailler avec la carte Arduino Uno
- il faut impérativement brancher la carte Arduino pour la détecter par LavVIEW afin de pouvoir l'initialiser (configuration).

Contrairement à beaucoup de logiciels qui écrivent un programme ou qui représentent le composant sous une seule forme, mais sous LabVIEW on dessine les sous composants d'un élément. Dans Proteus, la carte Arduino est représentée exactement comme elle l'est en physique mais sur labView, la représentation d'une carte Arduino est définie par des fonctions schématiques avec des boucles pour dessiner des instructions, le tout commandé par le programme stocké sur la carte.

4.6.1 Initialisation de la carte Arduino

Lorsque nous branchons la carte Arduino sur LabVIEW, nous aurons la possibilité de choisir les symboles Init et close (Figure 4.18) du composant Arduino pour sa configuration.

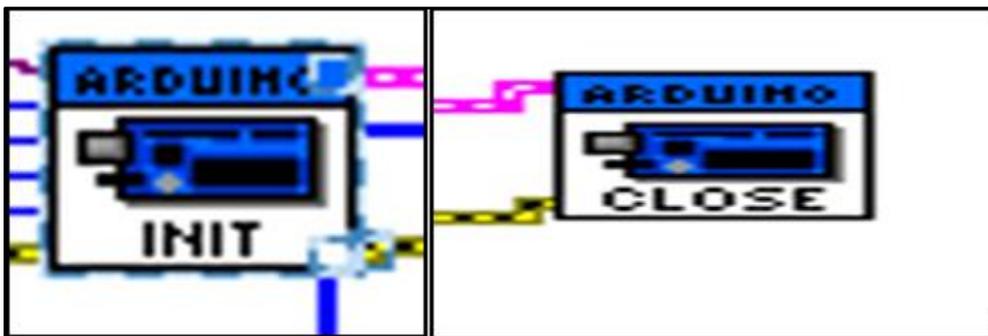


Figure 4.18 : configuration de la carte Arduino sur le logiciel LabVIEW

Le logiciel nous donne la main pour définir le port de notre carte ainsi que toutes les autres informations qui y seront disponibles (Figure 4. 19).

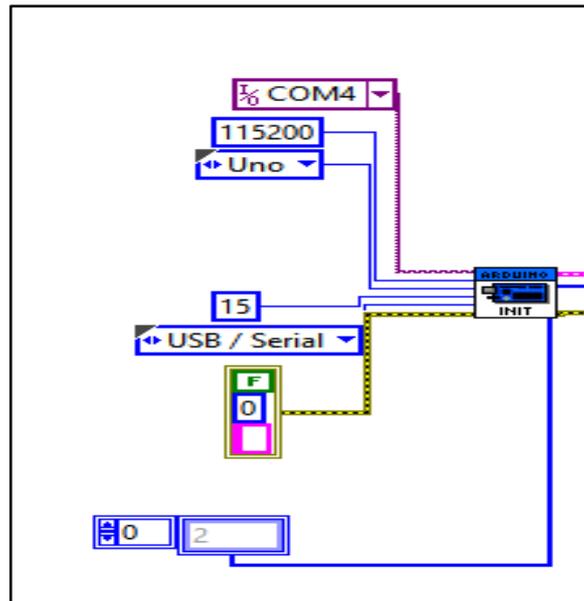


Figure 4. 19 : Informations sur la carte Arduino utilisée

4.6.2 Simulation du moteur pas à pas sur LabVIEW

Stepper motor est le nom en anglais du moteur pas à pas et c'est sous ce nom qu'on le reconnaît sur LabVIEW.

De la même manière que l'on reçoit les informations sur la carte une fois branchée, on reçoit aussi les informations concernant le moteur pas à pas. On aura la possibilité de choisir le nombre de fils du moteur.

Sur la Figure 4.20, s'affiche le stepper write qui contient les informations sur la vitesse, l'accélération, le pas de notre moteur et aussi un bloc qui nous affiche les erreurs à l'entrée et les erreurs à la sortie de la boucle.

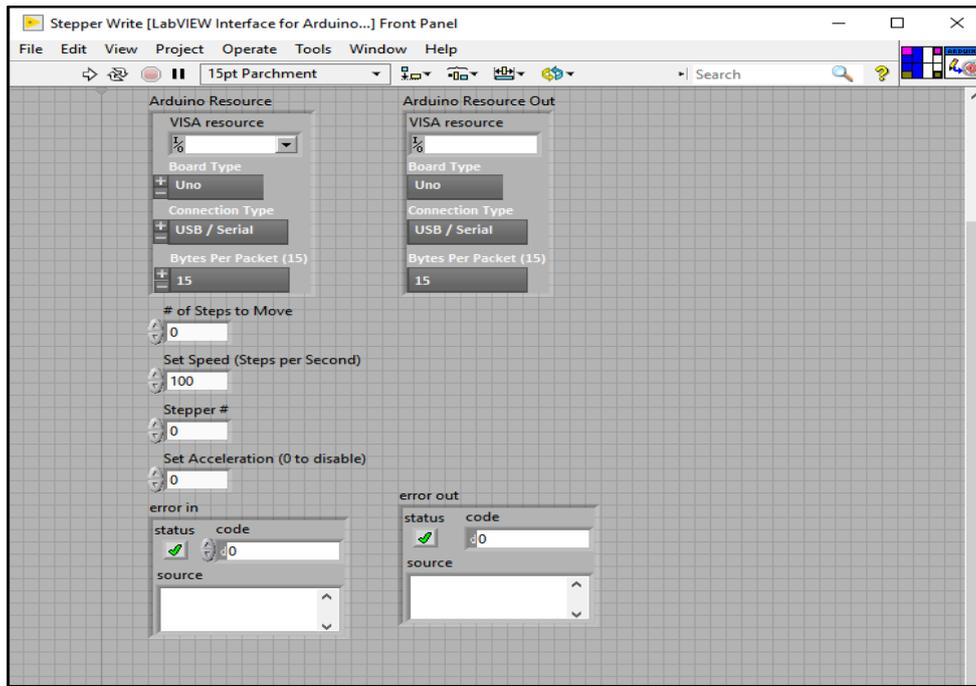


Figure 4. 20 : Le stepper write

4.6.3 Diagramme complet sur LabVIEW

La Figure 21 présente le diagramme complet de notre montage sur LabVIEW avec le stepper et l'interface de la carte Arduino, ainsi que les différents paramètres nécessaires à leurs fonctionnements.

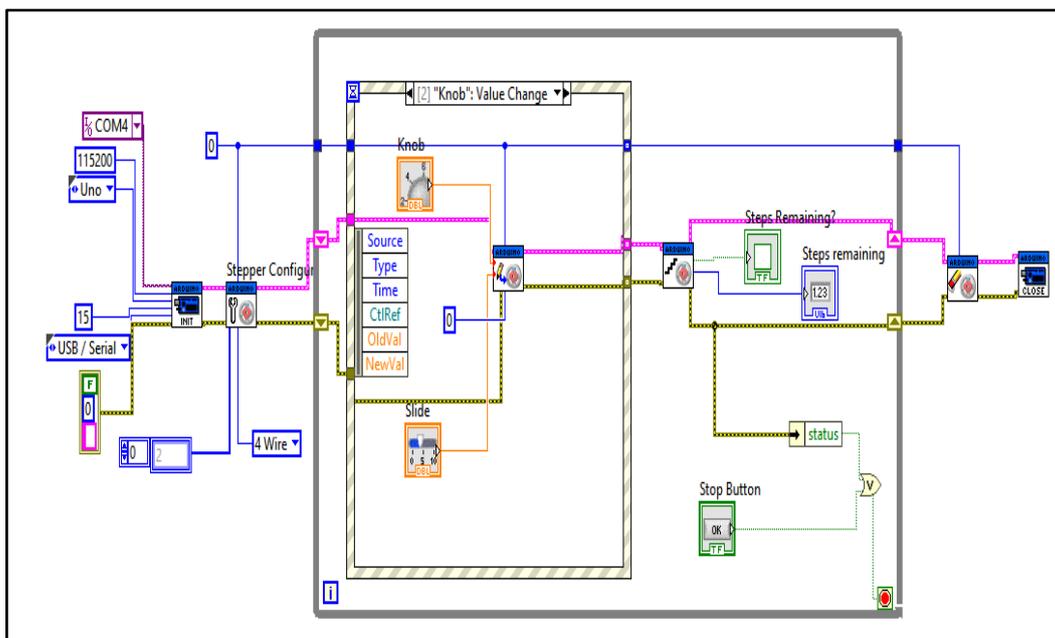


Figure 4. 21 : Diagramme du programme complet sur LabVIEW

Sur la Figure 4.22, nous avons la face avant obtenue, qui nous permet de faire varier la vitesse, l'angle ou bien le pas du moteur pas à pas ou encore de stopper la boucle.

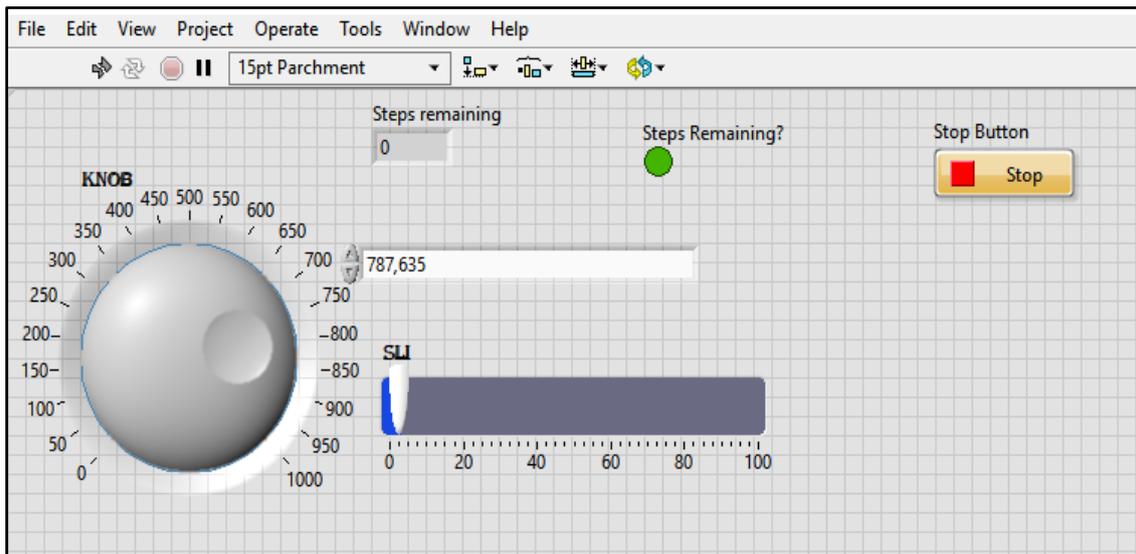


Figure 4. 22 : La face avant du programme complet

4.7 Conclusion

Le but de ce chapitre était de réaliser une simulation du montage à concevoir. L'idée initiale était de faire appel seulement au logiciel LabVIEW, mais on a découvert que ce n'était pas possible sans l'utilisation de la carte Arduino en réel. Ceci, nous a amené alors à jumeler entre LabVIEW et Proteus pour atteindre ce but.

Nous avons donc rencontré plusieurs problèmes, mais nous avons essayé à chaque fois de contourner le problème et d'apporter des solutions.

Chapitre 5

La Réalisation Pratique

5.1 Introduction

Notre objectif dans ce chapitre, est de faire la réalisation pratique de notre montage que nous avons simulé dans le chapitre précédent en ajoutant aussi la partie mécanique de notre respirateur artificiel. Cependant, il y'a une grande réalité entre simuler un programme et le réaliser pratiquement car nous n'avons toujours pas les mêmes composants en simulation et en réalité. Pour cela, nous allons montrer les différents éléments utilisés pour cette réalisation ainsi que leur principe de fonctionnement.

5.2 Partie Mécanique

Dans cette partie, nous avons utilisé des éléments imprimés en 3D, pour réaliser le système de compression du ballon. Pour cela, nous avons fait appel au logiciel 3D Builder pour faire la conception des différents supports nécessaires puis nous avons procédé à leur impression chez un privé grâce à une imprimante 3D.

3D Builder est le logiciel de modélisation 3D de Microsoft qui permet de concevoir votre modèle 3D facilement, de le visualiser ou d'apporter des modifications éventuelles rapidement. C'est une solution gratuite, installée par défaut sur tous les ordinateurs qui possèdent Windows 10.

3D Builder est compatible avec l'impression 3D, Microsoft propose également une large sélection de modèles 3D déjà prêts, à télécharger gratuitement depuis l'interface. Il est aujourd'hui très apprécié de par les nombreuses fonctionnalités qu'il offre.

Créé en novembre 2013, 3D Builder est une véritable pépite pour les utilisateurs de Windows. Rapidement après son lancement, Microsoft annonçait un partenariat avec Matérialise pour faciliter l'impression 3D directe des modèles conçus ainsi qu'une version mobile pour permettre encore plus de créativité.

3D Builder s'appuie sur une modélisation basée sur la géométrie de construction de solides, tout comme Tinkercad par exemple : l'utilisateur peut représenter un objet en associant différentes formes simples comme des cubes ou des sphères grâce à des opérateurs géométriques booléens (addition, soustraction, intersection, etc.) [39].

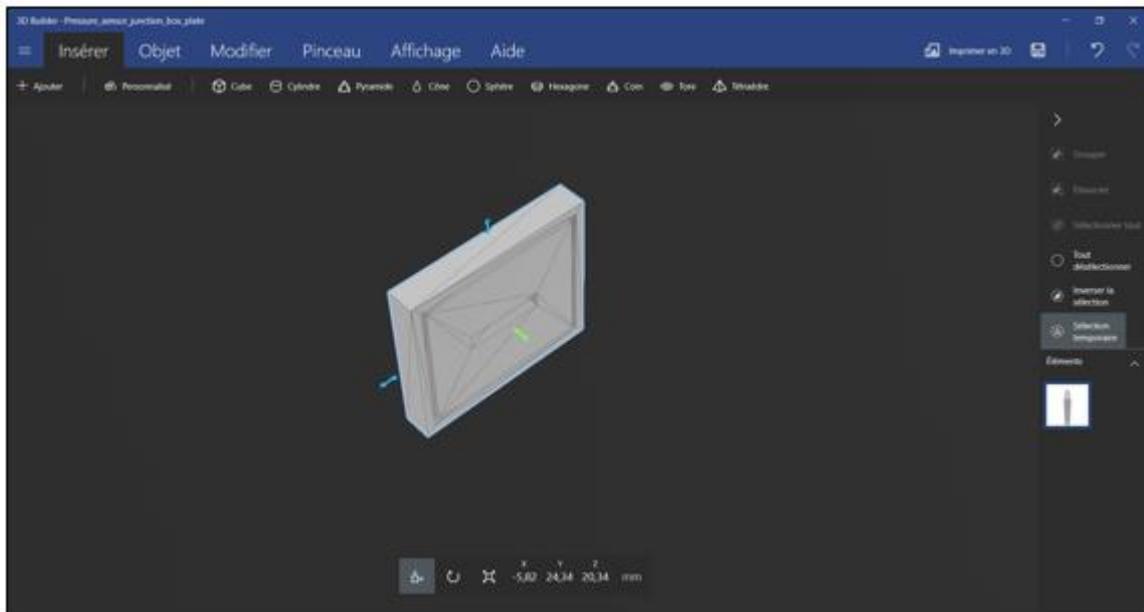


Figure 5. 1: Le logiciel 3D Builder

La figure (5.2) représente le support du ballon ou le support de base réalisé.

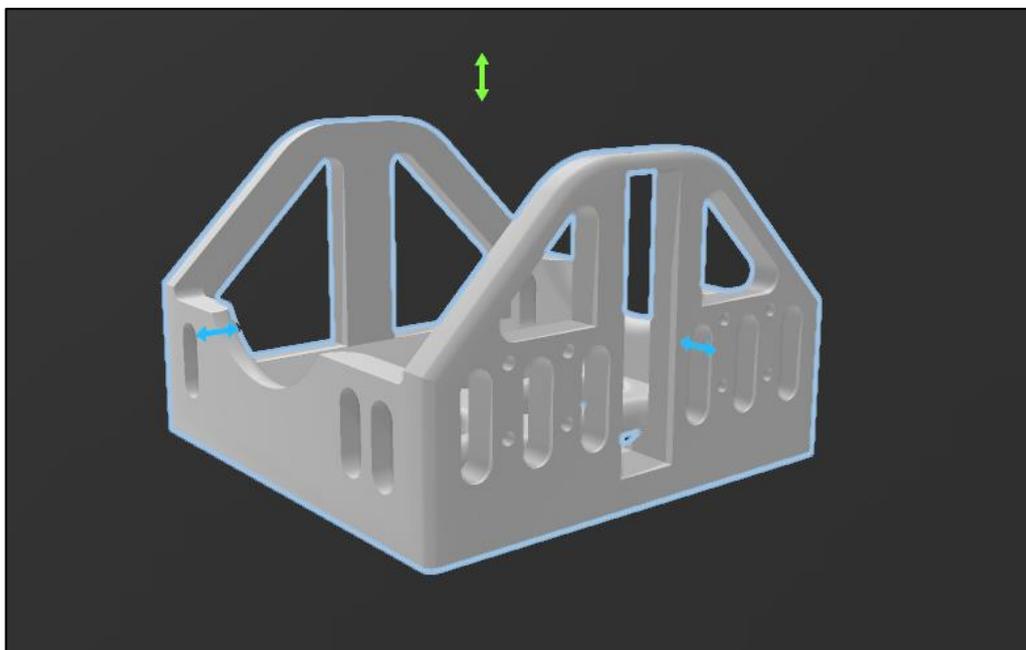


Figure 5. 2 : Le support de base du Ballon

La figure suivante illustre la tige de poussée (figure 5.3) utilisée, cette tige sera collée avec un poussoir afin d'effectuer l'opération de la compression du ballon.

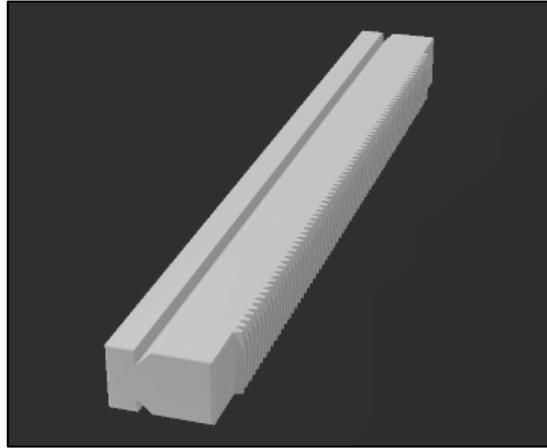


Figure 5. 3 : La tige de poussée

Sur la tige de poussée nous allons coller un élément plat qui sera en contact du ballon, qui aura un rôle de compression sur ce dernier (figure 5.4), appelé poussoir.

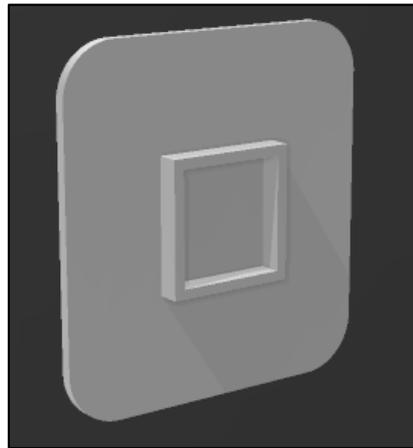
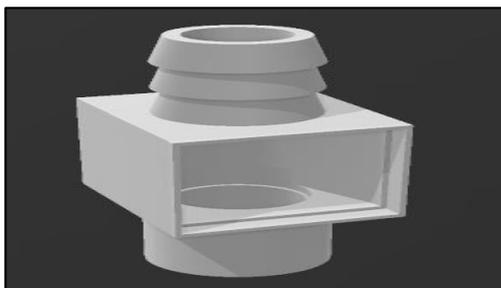
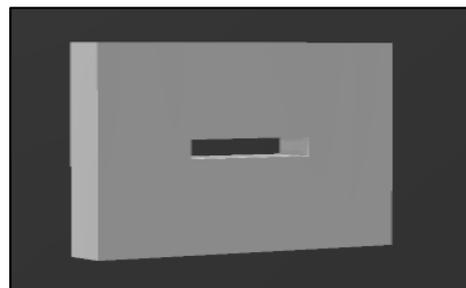


Figure 5. 4 : Le poussoir

L'élément suivant représente le boîtier où le capteur de pression doit se mettre pour calculer la pression dans les voies respiratoires.



(a)



(b)

Figure 5. 5 : (a) Boîtier de jonction pour le capteur de pression ; (b) Support du capteur de pression

La Figure 5.6 montre le support réalisé pour l'emplacement du moteur pas à pas ainsi que pour la tige de la poussée.

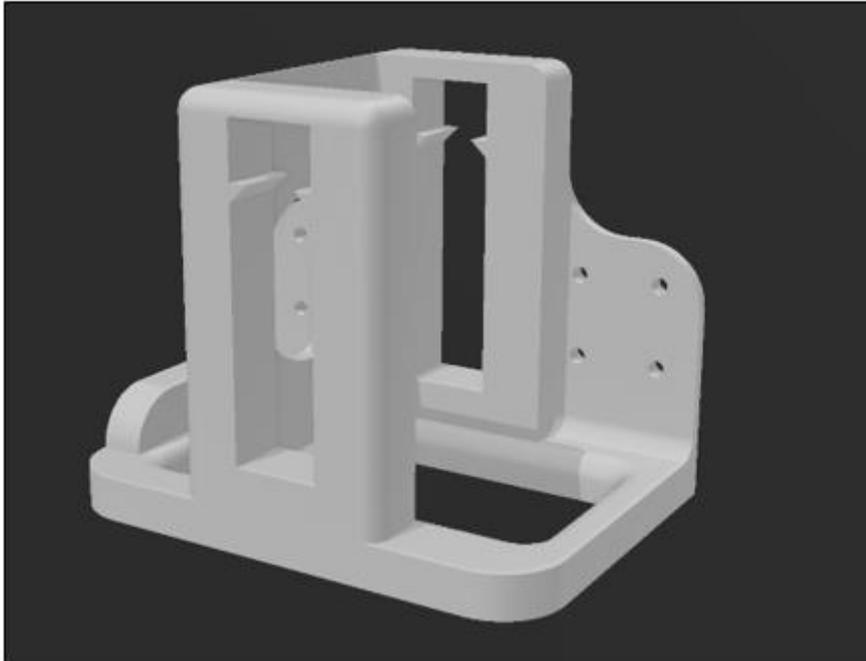


Figure 5. 6 : Le support du moteur et de la tige de la poussée

Un pignon sera utilisé pour effectuer une action d'engrenage avec la tige de poussée lorsque le moteur pas à pas tourne.

La figure (figure 5.7) représente le pignon qui se place sur le moteur pas à pas, pour faciliter l'opération du mouvement de la tige de la poussée.

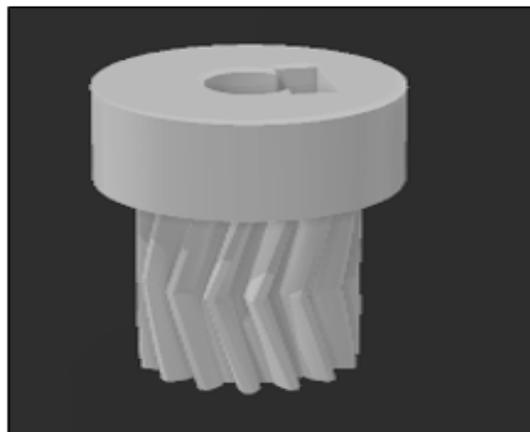


Figure 5. 7 : Le Pignon

Ensuite, nous avons utilisé un ballon gonflable, à la place d'un sac ambu (ambu bag) non disponible sur le marché. Le ballon simple utilisé (Figure 5.8) présente les caractéristiques suivantes : un volume de 1949,81 cm³, un diamètre de 15.5 cm et un rayon de 7.75cm.

$$\text{Volume du ballon} = \frac{4}{3} \pi * (R)^3 \quad (5.1)$$



Figure 5. 8 : Vue du ballon gonflable

5.3 Principe de fonctionnement

Dans ce travail, le mécanisme se base sur le moteur pas à pas utilisé, c'est à travers cet élément que le système de compression fonctionne.

Pour le déclenchement de l'opération, le capteur de pression doit recevoir une certaine pression (pression des voies aériennes), la valeur reçue va donner au moteur l'impulsion du démarrage, ce dernier tournera avec une certaine vitesse de départ.

Puis, la tige de la poussée roulera sur le pignon et donnera au patient de l'oxygène à travers le tuyau relié au ballon (c'est la phase d'inspiration). Ensuite, la vitesse va être réglée à partir du cas du patient.

Pour la phase d'expiration, le moteur tournera dans le sens inverse (le rapport I/E : par exemple, si l'inspiration prend 1 min, l'expiration doit être effectuée dans 2 min pour le cas

normal). Enfin, le ballon sera de nouveau rempli d'oxygène par un tuyau lié au générateur de gaz.

La Figure 5.9 présente un aperçu général du montage final.

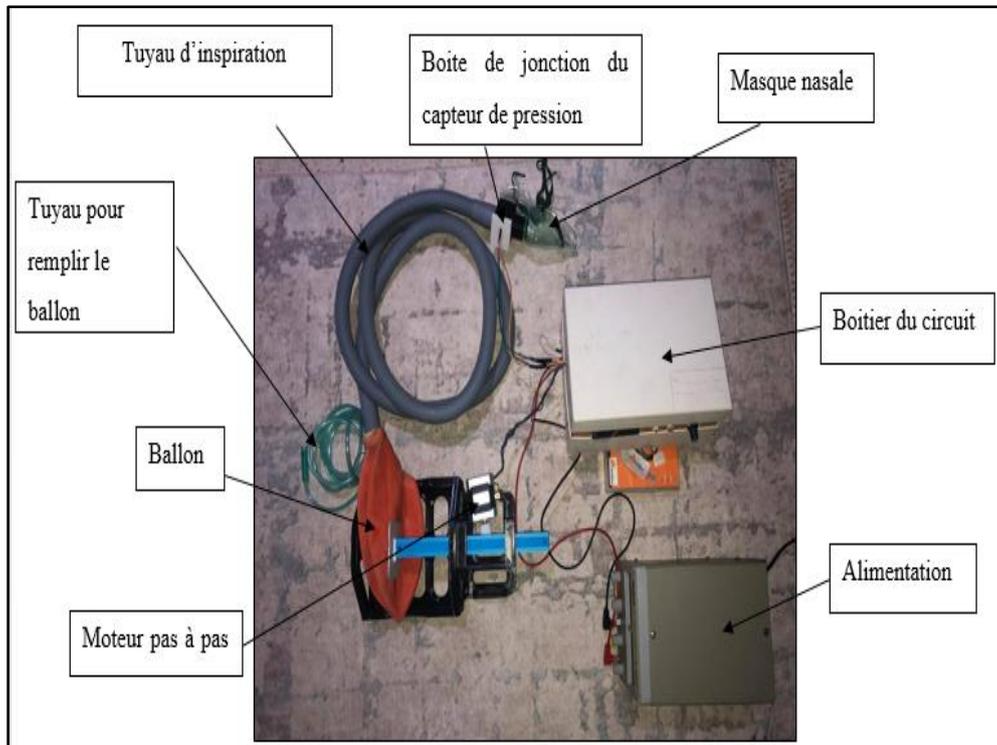


Figure 5.9 : Le montage final

L'organigramme suivant (Figure 5.10) résume les différentes étapes expliquées ci-dessus et qui ont été converties en un programme développé sur la carte Arduino.

- Nous déclarons nos bibliothèques et nos variables dans un premier temps, et nous initialisons les paramètres du capteur dans un second temps.
- Lorsque le capteur capte une valeur inférieure au seuil minimal le moteur ne tourne pas, sinon la valeur des paramètres s'affichent et le moteur se met à tourner dans le sens des aiguilles d'une montre pendant un temps de 5000 microsecondes.
- Une fois le délai atteint, le moteur va commencer à tourner dans le sens contraire des aiguilles d'une montre pendant 5000 μ s.
- Une fois le délai terminé, le programme procède à la lecture d'une nouvelle valeur du capteur de pression et le cycle de fonctionnement va redémarrer.

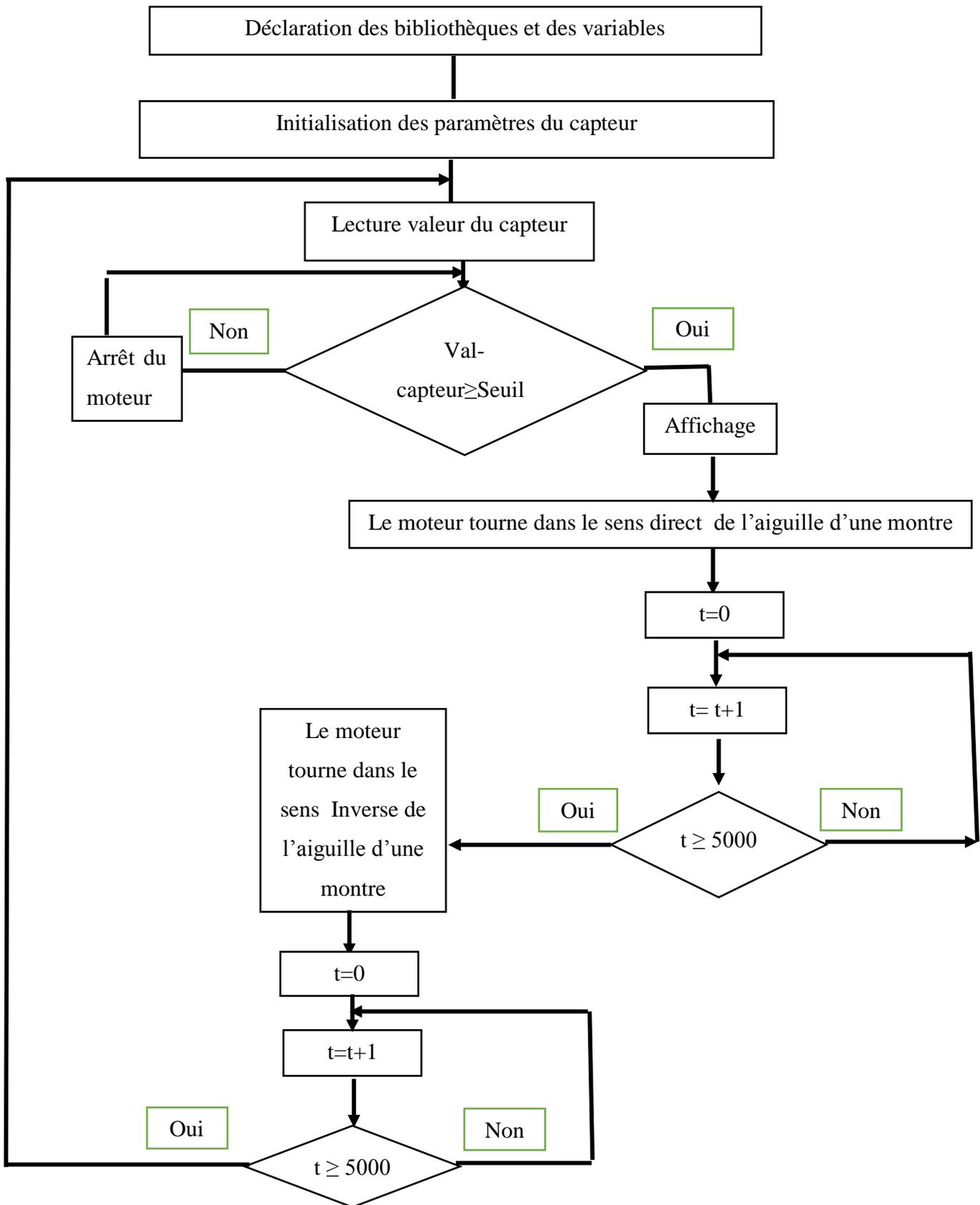


Figure 5. 10 : L'Organigramme

Remarque : Le programme final est donné en annexe.

5.4 Réalisation du circuit imprimé

Nous avons utilisé le logiciel KiCad pour réaliser le circuit imprimé de notre montage.

KiCad est une suite open source pour la réalisation de schémas électroniques et la conception de circuits imprimés.

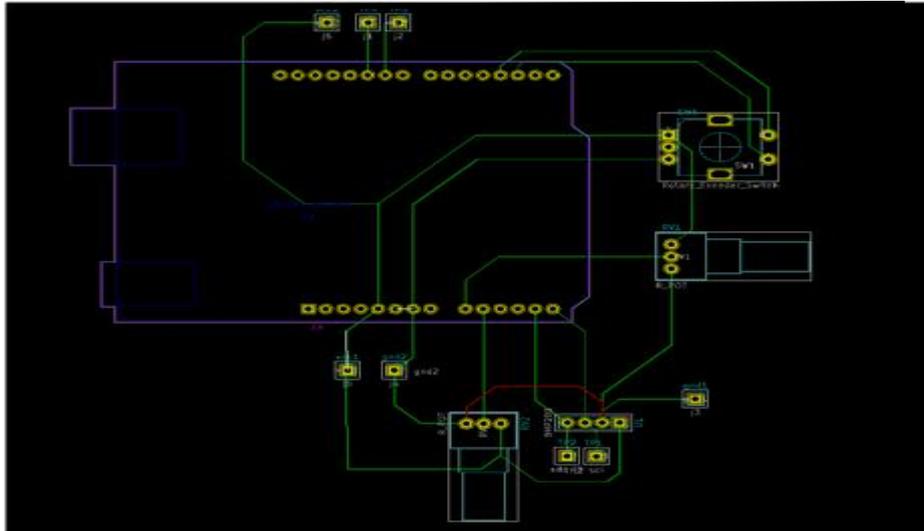


Figure 5. 11: Le circuit imprimé sous logiciel Kicad

Nous n'avons pas pu réaliser ce circuit sur plaquette, à cause d'un manque ces derniers jours.

Nous l'avons donc remplacé par une plaque à trous, en créant les lignes à l'aide de fils.

La figure suivante (Figure 5.12) illustre le montage sur la plaque à trous :

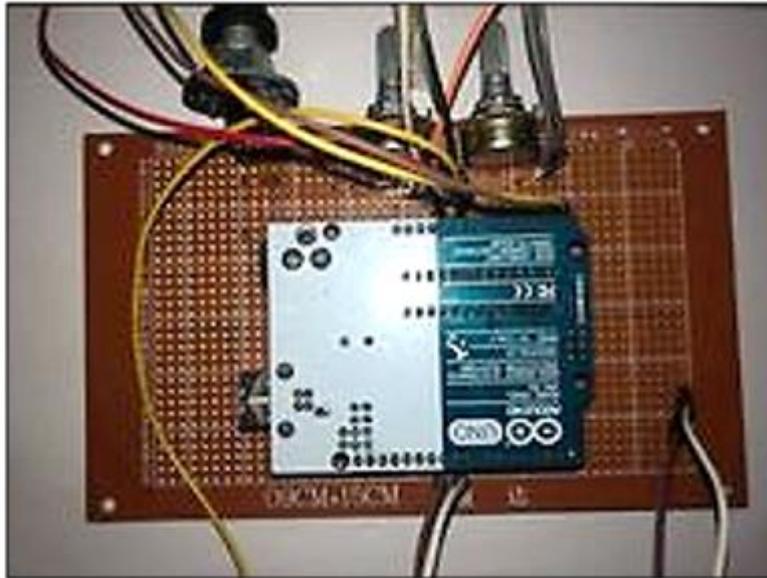


Figure 5. 12: Montage sur plaque à trou

5.5 Propositions d'amélioration du montage

Nous avons une vision plus large de cet appareil mais l'indisponibilité de certains composants a limité notre travail.

Voici quelques propositions pour l'amélioration de cet appareil à l'avenir :

- Le ballon pouvait être imprimé avec trois trous : les deux premiers : une pour lier le tuyau servant de remplir le ballon d'air par un générateur de gaz et l'autre servant pour lier le tuyau qui nous mènera vers le masque buccal, le troisième est sur l'autre côté pour mettre une PEP anti retour.
- Le tuyau servant de masque peut être divisé en deux voies mais séparés par une électrovanne (voie d'inspiration et une voie d'expiration). L'électrovanne peut être dotée d'un switch qui s'ouvre ou se ferme selon le besoin du patient (Inspiration, expiration), et d'un filtre en nylon pour ne pas laisser passer les bactéries de l'expiration dans le tuyau d'inspiration.
- Une alarme de sécurité peut être ajoutée au système, pour surveiller le patient en cas d'urgence et un bouton d'arrêt d'urgence.
- Une carte réseau pourra être ajoutée pour contrôler le système à distance.
- Utilisation d'un onduleur en cas de coupure d'électricité.

- Un autre capteur de pression en plus et qui sera placé juste à la sortie du ballon pour capter la pression du ballon.
- Nous pouvons ajouter aussi deux pièges à eau pour récupérer l'eau issue de la condensation de la vapeur d'eau car le premier ennemi d'un poumon c'est l'eau.
- Nous pouvons aussi installer un générateur de gaz avec deux entrées vers le ballon, une pour l'oxygène et l'autre pour les nébules.

5.6 Conclusion

Ce montage ne sera pas apte pour l'usage clinique, car l'air que nous avons utilisé pour les tests n'a pas été traité convenablement. Donc, il contient beaucoup de bactéries et le circuit d'expiration est inachevé à cause des problèmes d'impression du tuyau en forme Y et aussi le manque d'électrovanne pour faire l'action de switch (fermeture –ouverture).

Conclusion Générale

La Réalisation d'un respirateur artificiel, dans le cadre de notre projet de fin d'étude nous a permis d'apprendre beaucoup d'informations concernant ces appareils aux paramétrages vitaux d'où l'importance de la précision.

Nous avons fait un état de l'art pour voir un peu la technologie de cet appareil et les différentes réalisations développées ces dernières années, surtout avec la pandémie du covid 19. Nous avons alors constaté qu'en plus des grandes marques dans le domaine des appareils de respiration artificielle, beaucoup d'équipes de recherches au sein des universités dans le monde entier se sont penchées sur le développement de tels appareils.

Par la suite, nous avons étudié le milieu dans le lequel il sera utilisé précisément les organes de l'appareil respiratoire et les consignes d'utilisation (les modes ventilatoires).

Pour voir la faisabilité de ce travail, nous avons fait une simulation des parties électroniques avec plusieurs logiciels afin de vérifier le bon fonctionnement puis nous sommes passés à sa réalisation .

Ce travail a été enrichissant pour nous, car nous avons appris des nouveaux logiciels, rencontré de nouveaux composants électroniques et donc nous avons vécu de nouvelles expériences.

En plus, nous avons essayé de trouver des solutions aux problèmes auxquels nous avons été confrontés, d'où le déploiement des différentes connaissances acquises au cours de nos cinq années d'études à l'université.

Nous avons toujours entendu parler du respirateur artificiel, mais de très grandes marques (Drager , Siare), grâce à ce projet nous avons eu l'opportunité de comprendre le mécanisme de base de cet appareil, puis nous sommes passées à sa réalisation en utilisant les composants disponibles et nos propres moyens.

Cependant, nous avons eu beaucoup de difficultés pour retrouver certains composants et aussi au moment d'apprendre les logiciels utilisés car nous n'avions jamais utilisé certains auparavant.

Nous avons eu aussi des difficultés pour trouver les valeurs de références pour le capteur de pression par exemple.

Enfin, nous souhaitons que ce travail soit un début pour de futures recherches et réalisations, notamment d'autres modes de fonctionnement et des outils de développement assurant la confortabilité du patient.

Ce travail n'est pas complet et c'est pour cela que nous avons fait des propositions d'amélioration dans le dernier chapitre pour les personnes qui auront plus d'opportunités que nous par rapport à la disponibilité des composants et qui aimeraient poursuivre ce que nous avons commencé.

Références Bibliographiques

- [1] G. Andriamanjatoson, « Respirateurs Artificiels : retour sur trois siècles d’histoire pour comprendre leur évolution », France, 2020, <https://dailygeekshow.com/> (consulté le 2/7/ 2021).
- [2] M. Chafai, H. Bentarzi, « Maintenance et Sécurité d’un Respirateur Artificiel Utilisant la Méthode AMDEC », Algérie, 2020, DOI:[10.13140/RG.2.2.10548.81289](https://doi.org/10.13140/RG.2.2.10548.81289) (consulté 1/5/2021).
- [3] G. R. Alvarez, « Ventilation Non Invasive chez l’adulte », HUG hôpitaux universitaires, Genève, Suisse, 2020, <https://www.hug.ch/procedures-de-soins/ventilation-non-invasive-vni-chez-adulte> (consulté 5/6/2021).
- [4] G. R. Alvarez, « Ventilation Invasive chez l’adulte », HUG hôpitaux universitaires, Genève, Suisse, 2020, <https://www.hug.ch/procedures-de-soins/ventilation-invasive-vi-chez-adulte> (consulté 5/6/2021).
- [5] « The Pandemic Ventilator », USA, 2007, <http://www.instructables.com/id/The-Pandemic-Ventilator/> (consulté 10/6/2021).
- [6] « le Respirateur SIRCOS », Maroc, 2020, <https://www.youtube.com/watch?v=fw5ftf5hZ7w> (consulté 13/6/2021).
- [7] « MIT Emergency Ventilator Project », 2020, USA, <https://emergency-vent.mit.edu/> (consulté 20/6/2021).
- [8] « Ventilateur d'urgence pour la crise COVID-19 approuvé par l'agence espagnole de médecine », Espagne, 2020, <https://www.oxygen.protofy.xyz/> (consulté 29/6/2021).
- [9] A. Petsiuk, N. G. Tanikella, S. Dertinger, and all, « RepRapable Automated Open Source Bag Valve Mask-based Ventilator », 2020, www.preprints.org (consulté 8/5/2021).
- [10] « Appareil Respiratoire », 2008, https://www.linkedin.com/redirect?url=http%3A%2F%2Fwww%2ELarousse%2Efr&url_hash=prfkftrk=about_website, (consulté le Jan. 2021).
- [11] N. Ziatine, « Anatomie Simplifiée de l’Appareil Respiratoire », Blida, Algérie, 2020, <https://youtu.be/XUNFPcvckBM>, (consulté 2/2/2021).
- [12] D. R. Hess, R.M. Kacmarek, « Essentials of Mechanical Ventilation », Ed. McGraw-Hill Education, NY, 2017.
- [13] « Introduction à la Physiologie Respiratoire », Canada, 2018, <https://youtu.be/k6fvu-36hg8>, (consulté 25/2/2021).

- [14] A. Ariche « L'Etude et la Réalisation d'un Respirateur Artificiel Micro-Contrôle », Master en Génie Biomédical, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, Algérie, 2013.
- [15] M.J. Tobin, MD, « Principles and Practice of Mechanical Ventilation », Ed. McGraw-Hill, NY, 2013.
- [16] J. Vernes, « la Circulation Sanguine chez l'Homme », <https://vernesadsl.pagesperso-orange.fr//svt/cours/cours5/lec506.html>, (consulté 28/2/2021).
- [17] L. Ruidant, «Biologie, anatomie, physiologie», Cours, Institut Supérieur de Soins Infirmiers, Bruxelles, Belgique, GALILEE, 2013.
- [18] D. Nassim « La ventilation artificielle Présentation d'un ventilateur de réanimation », Master en électronique médical, Université Mouloud Mammeri de Tizi Ouzou, Algérie.
- [19] «La Fibrose Idiopathique Pulmonaire», APEFPI, Meyzieu, France, <https://fpi-asso.com/la-fibrose-idiopathique-pulmonaire/quest-ce-que-la-fpi/>
- [20] Khan Academy Francophone, « les Différents Types de Pathologies Pulmonaires », 2017, <https://www.youtube.com/watch?v=NkeDqng1umI> (15/7/2021).
- [21] O. Shabir, «News Médical, Life Sciences», 2021, <https://www.news-medical.net/health/What-Does-COVID-19-do-to-the-Lungs.aspx>, (consulté 2/8/2021).
- [22] S. Jaber, B. Jung, Y. Coisel, and all, « Les nouveaux modes ventilatoires utilisant des boucles automatisées dans le sevrage ventilatoire », MAPAR, 2012.
- [23] Y. Coisel, M. Conseil, and all, « Ventilation artificielle : les fondamentaux», SFAR, 2013, (consulté Aout 2021).
- [24] L. Brochard, A. Mercat, and all, « Ventilation Artificielle : De la physiologie à la pratique », Ed. masson, 2008.
- [25] Y. Cherfa, « Exploration Fonctionnelle de l'Appareil Respiratoire», Cours en Master 2, USDB, Département d'Electronique, 2021.
- [26] « Arduino », France, <https://www.positron-libre.com/electronique/arduino/arduino.php> (consulté 14/7/2021).
- [27] « Moteur pas à pas », France, 2020, <https://www.tme.eu/fr/news/library-articles/page/41861/Moteur-pas-a-pas-types-et-exemples-dapplications-des-moteurs-pas-a-pas/> (consulté 21/7/2021).

- [28] Robot Maker Sas, «Driver de moteur pas à pas TB6600 », France, <https://www.robot-maker.com/shop/drivers-d-actionneurs/140-tb6600-140.html> (consulté 25/7/2021).
- [29] « Potentiomètre », France, 2012, <https://www.cnrtl.fr/definition/potentiom%C3%A8tre> (Consulté 2/8/2021).
- [30] « Electronique et robotique », France, 2021, <https://www.generationrobots.com/> (consulté 15/8/2021).
- [31] « Sensors and data acquisition articles », Algérie, 2020, <https://www.hbm.com/fr/7646/definition-dun-capteur-de-pression-comment-ca-marche/> (consulté 15/8/2021).
- [32] « Arduino and Raspberry Pi », France, https://www.tutoriel-arduino.com/lcd_i2c_arduino/ (consulté 15/8/2021).
- [33] « Afficheur LCD», France, <https://plaisirarduino.fr/afficheur-lcd-comment-lexploiter/> (consulté 17/8/2021).
- [34] E. Grolleau « Introduction à LabVIEW, premiers pas vers, l'expérience », <https://www.ni.com>, 2007.
- [35] «Manuel d'initiation à LabVIEW», projets expérimentaux de physique, licence et magistère de physique fondamentale, université paris-sud, 2018.
- [36] « Introduction à LabVIEW », MEC6405, Automne, 2012, MEC6405.
- [37] L. Oulhissane, « Réalisation d'un système d'acquisition 16 voies à base d'un carte ni 6218-usb pour le laboratoire d'Electrochimie lpcm», Master en Electronique Médicale, Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou, Algérie, 2016.
- [38] F. Cottet, Renard, « P/programmation graphique des applications de contrôle-commande », Techniques de l'Ingénieur, Réf. S 8205.V.1, 2000, <https://www.techniques-ingenieur.fr/base-documentaire/archives-th12/archives-automatique-et-ingenierie-systemes-tias0/archive-1/programmation-graphique-des-applications-de-contrôle-commande-s8205/> (Consulté le 27 /5/21).
- [39] W. Mélanie, «3D Builder ,le logiciel de modélisation 3D gratuit de Microsoft»,USA,2020,<https://www.3dnatives.com/3d-builder-modelisation-3d-microsoft-260820203/#> (Consulté 10/9/2021).

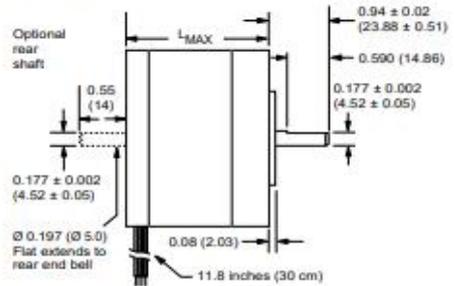
Annexes

Datasheet du moteur pas à pas

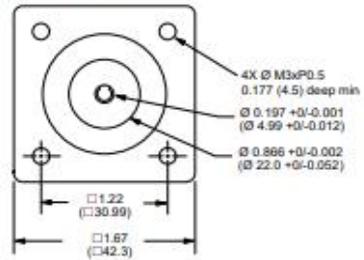
**Quick Reference NEMA size 17 1.8°
2-phase stepper motor**



Mechanical Specifications
Dimensions in inches (mm)



FRONT VIEW



Notes and Warnings

Installation, configuration and maintenance must be carried out by qualified technicians only. You must have detailed information to be able to carry out this work.

- Unexpected dangers may be encountered when working with this product!
- Incorrect use may destroy this product and connected components!

For more information, go to www.lmshome.com

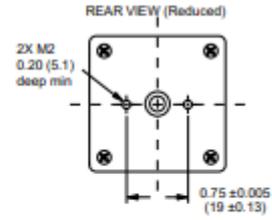
Specifications

1.5 Amp motors	Single length	Double length	Triple length
Part number	M-1713-1.5* (1)	M-1715-1.5* (1)	M-1719-1.5* (1)
Holding torque	oz-in N-cm	32 42	60 53
Detent torque	oz-in N-cm	1.7 1.5	2.1 2.5
Rotor inertia	oz-in-sec ² kg-cm ²	0.000538 0.038	0.0008037 0.057
Weight	oz grams	7.4 210	8.1 230
Phase current	amps	1.5	1.5
Phase resistance	ohms	1.3	2.1
Phase inductance	mH	2.1	5.0
		3.85	

(1) Indicate S for single-shaft or D for double-shaft. Example M-1713-1.5S

Wiring and Connections

Signals and wire colors	
Phase A	Red
Phase IA	Blue
Phase II	Green
Phase IB	Black



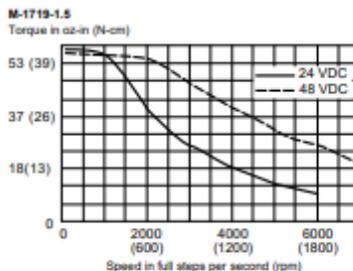
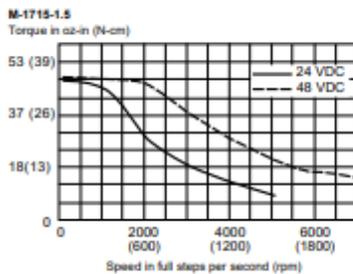
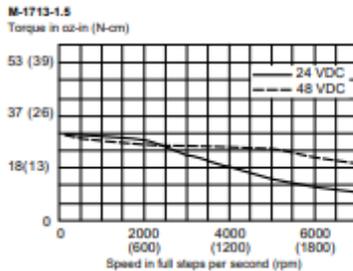
Motor stack length inches (mm)	Single	Double	Triple
LMAX	1.34 (34.0)	1.57 (40)	1.89 (48)

Part Numbers

Example:	M - 1 7 1 3 - 1.5 S
Stepper motor frame size	M - 1 7 1 3 - 1.5 S
M-17 = NEMA 17 (1.7"/42 mm)	
Motor length	M - 1 7 1 3 - 1.5 S
13 = single stack	
15 = double stack	
19 = triple stack	
Phase current	M - 1 7 1 3 - 1.5 S
1.5 = 1.5 Amps	
Shaft	M - 1 7 1 3 - 1.5 S
S = single, front shaft only	
D = double, front and rear shafts	
Optional optical encoder (1)	M - 1 7 1 3 - 1.5 E S 1 0 0
ES = Single-end	
ED = Differential	
Line count	100, 200, 250, 400, 500 or 1000 (2)

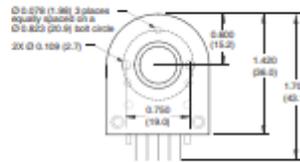
(1) An encoder replaces the shaft designator in the part number.
(2) All encoders have an index mark, except the 1000 line count version.

Torque-speed performance
Measured at 1.5 Amps RMS



Optical Encoder Option

Dimensions in inches (mm)



Connectivity single-end encoder



- | | |
|----------|--------------|
| wire | function |
| 1 Brown | Ground |
| 2 Violet | Index |
| 3 Blue | Channel A |
| 4 Orange | +5 VDC input |
| 5 Yellow | Channel B |

optional interface cable available: ES-CABLE-2

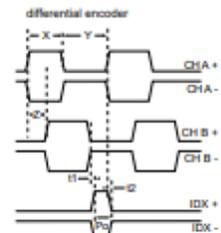
differential encoder



- | | |
|----------------|--------------|
| pin function | pin function |
| 1 no connect | 6 Channel A+ |
| 2 +5 VDC input | 7 Channel B- |
| 3 Ground | 8 Channel B+ |
| 4 no connect | 9 Index - |
| 5 Channel A - | 10 Index + |

interface cable included

Timing



Parameter	Symbol	Min	Typ	Max	Units
Cycle error		3	5.5		%
Symmetry		130	180	230	%
Quadrature		40	90	140	%
Index pulse width	Po	60	90	120	µs
Index rise (after Ch A or B rise)	t1	-300	100	250	ns
Index fall (after Ch A or B fall)	t2	70	150	1000	ns

C One cycle: 360 electrical degrees (°).
X/Y Symmetry: the measure of the relationship between X and Y, nominally 180°.
Z Quadrature: the phase lead or lag between channels A and B, nominally 90°.
Po Index pulse width, nominally 90 µs.
NOTE: Rotation is as viewed from the cover side of the encoder.

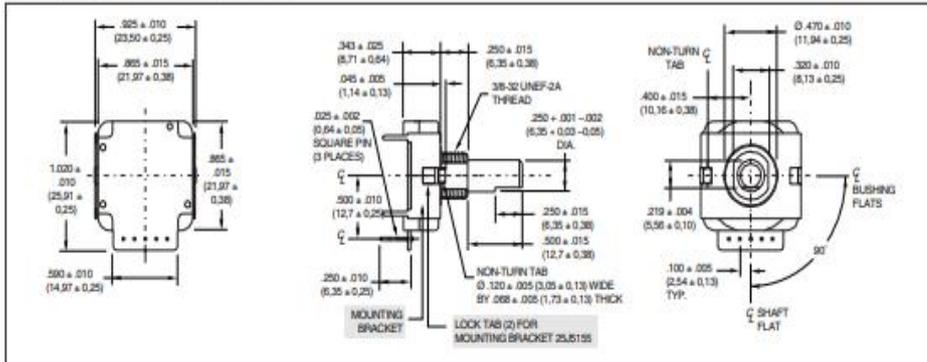
Datasheet de l'encodeur rotatif

SERIES 25L
Hex, Gray and Quadrature Code

- FEATURES**
- Price Competitive to Similar Designs
 - Quality Construction and Contact Materials
 - Multiple Code and Indexing Choices
 - 100,000 Life Cycles
 - Less than 1.0" Square
 - Manufactured to ISO 9001 Standards



DIMENSIONS in inches (and millimeters)



Optical and Mechanical Encoders

TRUTH TABLES

4-Bit Gray Code-16 Position					
Switch Position	Code Position	1	2	4	8
1	0				
2	1	•			
3	2	•	•		
4	3	•	•	•	
5	4	•	•	•	•
6	5	•	•	•	•
7	6	•	•	•	•
8	7	•	•	•	•
9	8	•	•	•	•
10	9	•	•	•	•
11	10	•	•	•	•
12	11	•	•	•	•
13	12	•	•	•	•
14	13	•	•	•	•
15	14	•	•	•	•
16	15	•	•	•	•

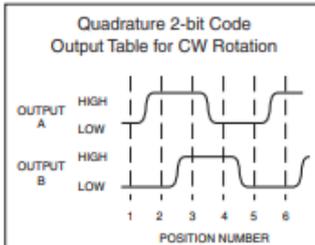
• Indicates closed circuit; blank indicates open circuit.

4-Bit Binary Code Hexadecimal-16 Position					
Switch Position	Code Position	1	2	4	8
1	0				
2	1	•			
3	2	•	•		
4	3	•	•	•	
5	4	•	•	•	•
6	5	•	•	•	•
7	6	•	•	•	•
8	7	•	•	•	•
9	8	•	•	•	•
10	9	•	•	•	•
11	10	•	•	•	•
12	11	•	•	•	•
13	12	•	•	•	•
14	13	•	•	•	•
15	14	•	•	•	•
16	15	•	•	•	•

• Indicates closed circuit; blank indicates open circuit.

Quadrature 2-Bit Code 1/4 Cycle per Detent		
Switch Position	"A"	"B"
1		
2	•	
3	•	•
4		•
5		
6	•	
7	•	•
8		•
9		
10	•	
11	•	•
12		•
13		
14	•	
15	•	•
16		•
17		
18	•	
19	•	•
20		•
21		
22	•	
23	•	•
24		•
25		
26	•	
27	•	•
28		•
29		
30	•	
31	•	•
32		•
33		
34	•	
35	•	•
36		•

• Indicates closed circuit; blank indicates open circuit. Code repeats every 4 positions.



SPECIFICATIONS**Electrical Ratings**

Switching Loads: 1.5 mA at 115 Vac, resistive; 150 mA at 14 Vdc, resistive

Current Carrying Capacity: 250 mA maximum at 28 Vdc, resistive load

Contact Resistance: 75 mΩ, typical

Insulation Resistance: 1000 mΩ minimum between terminals

Voltage Breakdown: 1000 Vac minimum between terminals

Life Expectancy: 100,000 cycles of operation at rated loads. One cycle of operation is a rotation through all of the active positions and a return to the starting position.

Mechanical Ratings

Rotational Torque: 2 to 6 in-oz

Operating Temperature Range: -40 C° to +85 C°

Storage Temperature Range: -65 C° to +85 C°

Continuous Rotation: All standard switches are continuous rotation. Desired stop locations supplied upon request.

Anti-Rotation Device: Integral non-turn tab, flatted bushing, .375" diameter, .320 double "D" across flats.

Termination: Standard is PC style, parallel to shaft, facing rear. Options include PC, parallel to shaft, facing front.

Panel Mounting Torque: 10 in-lbs maximum

Materials and Finishes

Bushing/Housing and Shaft/Rotor: Reinforced thermoplastic

Detent Ball: Stainless steel, nickel-plated

Detent Spring: Tinned music wire

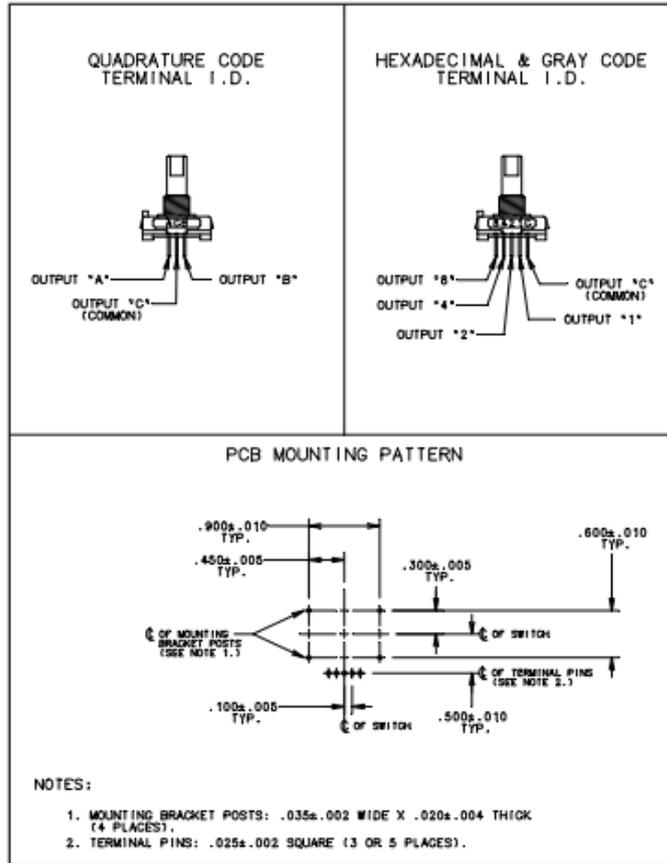
Contacts: Beryllium copper, gold plate over nickel

Terminals: Copper alloy, #725, 100% tin plate over nickel plate

Output Board: FR-4, copper/nickel-plated

Mounting Nut: Brass, tin/zinc-plated hex nut

Mounting Bracket: Stainless Steel, tin-plated



Le programme développé sous Arduino

```
// déclaration des bibliothèques
#include <Wire.h>
#include <SPI.h>
#include <LiquidCrystal.h>
#include <Adafruit_BMP280.h>
#include <Adafruit_Sensor.h>
#include "LiquidCrystal_I2C.h"
#include "PinChangeInterrupt.h"

// définir les ports
#define s1 2
#define s2 5
#define BMP_SCK (13)
#define BMP_MISO (12)
#define BMP_MOSI (11)
#define BMP_CS (7)
Adafruit_BMP280 bmp;
int lastpos = 0;
volatile int actualpos = 5;
int pression=0;
int DIR= 9;
float x,y,p1;
int p2,i,a,b;
LiquidCrystal_I2C LCD(0x27, 16 , 2);
int STP =10;

// définir les entrées et les sorties
void setup() {
  LCD.init();
  LCD.backlight();
  pinMode(DIR,OUTPUT);
  pinMode(STP,OUTPUT);
  attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(s1), isr, CHANGE);
  pinMode(s1,INPUT);
  pinMode(s2,INPUT);
  i=0;

  // detection du capteur de pression
  Serial.begin(9600);
  Serial.println(F("BMP280 test"));
```

Annexes

```
// if (!bmp.begin(BMP280_ADDRESS_ALT, BMP280_CHIPID)) {
if (!bmp.begin(0x76)) {
  Serial.println(F("Could not find a valid BMP280 sensor, check wiring or "
    "try a different address!"));
  while (1) delay(10);
}
bmp.setSampling(Adafruit_BMP280::MODE_NORMAL, /* Operating Mode. */
  Adafruit_BMP280::SAMPLING_X2, /* Temp. oversampling */
  Adafruit_BMP280::SAMPLING_X16, /* Pressure oversampling */
  Adafruit_BMP280::FILTER_X16,
  Adafruit_BMP280::STANDBY_MS_500);
  // detection du capteur de pression
}
// programme principal
void loop()
{
  LCD.print(bmp.readPressure()); // affichage de la pression détectée
  Serial.println(" Pa");
  if (bmp.readPressure() >= pression) {
    x = analogRead(A0);
    y = map(x, 0, 1022, 0, 10);
    p1 = constrain(y, 0, 10); // le rapport I/E
    p1 = p1 / 10;
    a = analogRead(A1);
    b = map(a, 0, 1023, 0, 10);
    p2 = constrain(b, 1, 5); // le volume courant

    bmp.readPressure();
    // début de phase d'inspiration
    digitalWrite(DIR, HIGH); // fonctionnement du moteur à droite
    i = 0;
    while (i <= (200 * p2))
    {
      digitalWrite(STP, HIGH);
      delayMicroseconds(actualpos * 100);
      digitalWrite(STP, LOW);
      delayMicroseconds(actualpos * 100);

      i++;
    }
  }
}
```

```
}

delay(5000);// fin de phase d'inspiration
}
i=0;
digitalWrite(DIR,0);// début de phase d'expiration ( à gauche )

while(i<=(200*p2*(1+p1)))
{
    digitalWrite(STP,HIGH);
    delayMicroseconds(actualpos*100);
    digitalWrite(STP,LOW);
    delayMicroseconds(actualpos*100);

    i++;
}
delay(500);// fin de la phase d'expiration

LCD.clear();
LCD.setCursor(1,0);
LCD.print("I/E:"); affichage du rapport I/E
LCD.print(p1);

LCD.setCursor(1,1);
LCD.print("VC:");
b=map(a,0,1023,0,1950);
p2=constrain(b,1,1950);
LCD.print(p2); // affichage du volume courant

LCD.setCursor(8,1);
LCD.print("R/min:"); //encodeur
LCD.print(actualpos); // affichage de nombre de respiration par min
}

void isr(void) // fonction pour démarrer l'encodeur
{
    static unsigned long lastInterruptTime=0;
    unsigned long interruptionTime = millis();
    if (interruptionTime - lastInterruptTime > 3 )
    {
        bool etats1 = digitalRead(s1);
```

```
bool etats2 = digitalRead(s2);
if (etats1)
{
  if((etats1)=(etats2))
    actualpos+=5;
  else
    actualpos -=5;
  actualpos= min(255,max(5,actualpos));
}
}
lastInterruptionTime = interruptionTime;
}
```