



**UNIVERSITE SAAD DAHLAB DE BLIDA 1**  
**FACULTE DE TECHNOLOGIE**  
**DEPARTEMENT DE MECANIQUE**  
**LABORATOIRE DE STRUCTURE**

Projet de Fin d'Etudes  
Pour l'obtention du Diplôme de Master en  
Construction Mécanique

**Titre : Conception et Réalisation d'un ventilateur artificiel**

Encadré par :

*Mr* Chettibi Taha

*Mr* Ezzraimi Madjid

Réalisé par :

*Mr* SID kamel Abd Erraouf

*Mr* OUZERI Yacoub

*Mr* Sehal Adem

# ***Remerciement***

*On tient avant tout à exprimer notre reconnaissance à notre promoteur MR. chettibi Taha pour avoir accepté de nous encadrer dans cette étude. On le remercie pour son implication. Son soutien et ses encouragements tout au long de ce travail.*

*On souhaite également remercier notre co-promoteur MR. Ezzraimi Madjid pour nous avoir suivis avec ses précieux conseils méthodologiques tout au long de la réalisation de ce mémoire.*

*Merci aux professeurs du Département de Mécanique pour nous avoir transmis leur passion durant toutes ces cinq années.*

*On adresse nos remerciements à Mme. SACI Karima Saci chef et gérante de l'entreprise DS design et Mr. Nekhouf fateh (ingénieur en mécanique), Mme. Dahoun nadjia et les deux frères embarki abdelkader et Reda leurs accompagnements et leur disponibilité à nous alimenter en informations précieuses et nécessaires pour la rédaction de ce mémoire.*

*Nos remerciements aux membres de la famille surtout nos parents qui nous ont toujours soutenu, encourage moralement et matériellement.*

*En fin, on tient à exprimer nos remerciements avec une profonde gratitude à toutes les personnes qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce travail.*

# ***Remerciement***

*Je dédie cet humble travail : à ma mère, qui m'a donné de l'espoir et n'a jamais lésiné sur la prière pour moi, à mon père pour ses encouragements et son soutien, à tous mes frères et amis et à ceux qui ont contribué de près ou de loin à ma réussite, et à tous les enseignants, sans oublier la famille universitaire et les encadrants de cette graduation.*

*À toute la famille SID*

*SID KAMEL ABD ERRAOUF*

# ***Remerciement***

*Je remercie Dieu le tout puissant de m'avoir donné le courage et la volonté de parvenir à la fin de mon parcours universitaire.*

*Je tiens à remercier tous ceux qui m'ont aidé, conseillé et encouragé afin de réaliser ce modeste travail.*

*Je dédie cet humble en guise d'amour, de respect et de*

*Reconnaissance :*

*Aux deux être, les plus chers au monde, ma mère et mon père, qui ont toujours été là pour moi, et qui de labeur et de Persévérance.*

*A mes frères et sœurs.*

*Sans oublier tous mes professeurs.*

*Merci à toutes les personnes qui m'ont aidé de près et de loin.*

**OUZERI YACOUB**

# **Remerciement**

*C'est avec une grande émotion,*

*Je dédie ce modeste travail De fin d'étude . . .*

*À Mes CHERS PARENTS*

*Aucune dédicace ne peut exprimer mon respect, mon amour éternel et ma considération pour les sacrifices que vous avez consenti pour mon instruction et mon bien être. Je vous remercie pour tout le soutien et l'amour que vous me portez depuis mon enfance et j'espère que votre bénédiction m'accompagne toujours.*

*Puisse Dieu, le Très Haut, vous accorder santé, bonheur et longue vie et faire en sorte que jamais je ne vous déçoive.*

*A mes chères sœurs.*

*Pour leur patience et leur soutien tout au long de cette période A mes amis, ainsi qu'à toute sa chère famille SEHAL.*

*A tous mes amis, spécialement mon vrai ami Abd el malek. Sans oublier tous mes professeurs.*

*Merci à toutes les personnes qui m'ont aidé de près et de loin.*

SEHAL ADEM

## **Résumé :**

La pandémie du COVID-19 a bouleversé le monde ces deux dernières années en se propageant à un rythme sans précédent et en faisant plus de six millions de morts. Ce virus constitue un défi de santé mondial avec des impacts économiques et sociaux très importants. L'un des aspects les plus contraignants pour les autorités sanitaires est le dépassement des capacités hospitalières face au flux des patients souffrant de troubles respiratoires nécessitant des soins.

Le présent mémoire de master a pour objectif de proposer une solution de dernier recours aux médecins dans le cas où on fait face à un pic épidémique rendant le nombre de lits de réanimation insuffisant pour prendre en charge tous les patients et cela en proposant un ventilateur artificiel facile à produire avec des composants faciles à trouver sur le marché local. Notre étude passe d'abord en revue les principaux modèles open source des ventilateurs artificiels. L'idée de base retenue en général consiste en l'automatisation de l'utilisation d'un insufflateur manuel. On a, en conséquence, proposé une solution utilisant des composants d'usage courant comme l'Arduino-Uno, moteur pas à pas, pignon et crémaillère pour réaliser notre prototype qui est fonctionnel mais malheureusement n'est pas optimal.

**Mots clés :** ventilateur artificiel simple, conception et réalisation, arduino.

## **Abstract:**

The COVID-19 pandemic has turned the world upside down over the past two years, spreading at an unprecedented rate and claiming over six million lives. This virus is a global health challenge with very significant economic and social impacts. One of the most constraining aspects for the health authorities is the overflow of hospital capacities in the face of the flow of patients suffering from respiratory disorders requiring care.

This master's thesis aims to offer a last resort solution to doctors in the event of an epidemic peak making the number of resuscitation beds insufficient to take care of all patients and this by offering an artificial ventilator. easy to produce with components that are easy to find on the local market. Our study first reviews the main open-source models of artificial ventilators. The basic idea adopted in general consists of the automation of the use of a manual ventilator. We therefore proposed a solution using commonly used components such as the Arduino-Uno, stepper motor, rack and pinion to achieve our prototype which is functional but unfortunately not optimal.

**Keywords:** simple artificial ventilator, design and manufacturing, Arduino.

## نبذة مختصرة:

لقد قلب جائحة COVID-19 العالم رأساً على عقب على مدار العامين الماضيين، حيث انتشر بمعدل غير مسبوق وأودى بحياة أكثر من ستة ملايين شخص. هذا الفيروس هو تحد صحي عالمي له آثار اقتصادية واجتماعية كبيرة للغاية. أحد أكثر الجوانب المقيدة للسلطات الصحية هو تجاوز طاقات المستشفيات في مواجهة تدفق المرضى الذين يعانون من اضطرابات الجهاز التنفسي التي تتطلب الرعاية.

تهدف أطروحة الماجستير هذه إلى تقديم حل أخير للأطباء في حالة حدوث ذروة وبائية مما يجعل عدد أسرة الإنعاش غير كافٍ لرعاية جميع المرضى وذلك من خلال توفير جهاز تنفس صناعي. سهل الإنتاج بمكونات يسهل العثور عليها في السوق المحلي. تستعرض دراستنا أولاً النماذج الرئيسية مفتوحة المصدر لأجهزة التنفس الصناعي. تتكون الفكرة الأساسية التي تم تبنيها بشكل عام من أتمتة استخدام جهاز الإنعاش اليدوي. لذلك اقترحنا حلاً باستخدام مكونات شائعة الاستخدام مثل Arduino-Uno والمحرك السائر والرف والترس لتحقيق نموذجنا الأولي الذي يعمل ولكن للأسف ليس الأمثل..

## الكلمات الرئيسية

مروحة اصطناعية بسيطة، تصميم وبناء، اردوينو

# Sommaire :

Introduction générale.....	01
----------------------------	----

## Chapitre 1 : Le système respiratoire et les respirateurs artificiels

I.1. Introduction.....	03
I.2. Le système respiratoire.....	03
I.2.1 Présentation de la fonction respiratoire.....	03
I.2.2. Fonctionnement du système respiratoire.....	03
I.2.3. Anatomie de l'appareil respiratoire.....	05
I.3. Respirateur artificiel.....	10
I.3.1. Historique du respirateur.....	10
I.3.2.Fonctionnement d'un respirateur artificiel.....	13
I.4. DIFFÉRENTS TYPES D'APPAREILS.....	14
I.4.1.Les ventilateurs pneumatiques dits de transport.....	14
I.4.2.Les ventilateurs de réanimation.....	15
I.4.3. Ventilateurs d'anesthésie .....	16
I.5. Conclusion .....	17

## Chapitre 2 : La ventilation artificielle

II .1.Introduction.....	18
II.2. Présentation de la ventilation artificielle.....	18
II.3. Objectifs de la ventilation mécanique.....	18
II.4. Les paramètres respiratoires à régler et à monitorer.....	18
I.4.1. Les paramètres de volume .....	19
II.4.2. Les paramètres de temps.....	19

II.4.3. Les paramètres de pression.....	21
II.4.4. Les paramètres de débit.....	22
II.4.5. La FiO <sub>2</sub> .....	22
II.5. Processus de ventilation mécanique.....	23
II.6. Respiration typique.....	24
II.7. Mode de ventilation mécanique.....	25
II.8. Conclusion.....	32

### Chapitre 3 : Conception et réalisation des maquettes

III.1. Introduction.....	33
III.2. Présentation de l'entreprise.....	33
III.3. Ventilateurs open source.....	34
III.3.1. Modèles existants des Ventilateurs open sources .....	35
III.4. Problématique et cahier de charge .....	38
III.5. Analyse de la solution réalisée initialement par DS Design.....	38
III.6. Analyse fonctionnelle d'un respirateur artificielle .....	39
III.7. Conception et réalisation des maquettes.....	42
III.8. Conclusion.....	44
Chapitre 4 : conception et réalisation du prototype final .....	45
IV.1. Introduction.....	45
IV.2. Principales exigences du ventilateur.....	45
IV.3. Calcul de puissance.....	46
IV.3.1. Puissance théorique requise.....	47
IV.3.2. Estimation pratique de la puissance requise pour la compression.....	47
IV.3.3. Puissance du moteur.....	48
IV.4. Partie électrique.....	48
IV.4.1. Sélection du moteur.....	48
IV.4.2. Choix du driver du moteur pas à pas.....	49
IV.5. Partie mécanique.....	51
IV.6. Conclusion.....	54

## Liste de figure :

### Chapitre01 :

<b>Figure I.1</b> : La physiologie du système respiratoire.....	04
<b>Figure I.2.</b> : Les voies respiratoires supérieures.....	05
<b>Figure I.3.</b> - Le système respiratoire.....	06
<b>Figure I.4.</b> - Les poumons.....	08
<b>Figure I.5.</b> Portion d'un lobule pulmonaire.....	08
<b>Figure I.6.</b> - Les muscles inspiratoires et expiratoires.....	09
<b>Figure I.7.</b> Le Spirophore d'Eugène Woillez 1876.....	10
<b>Figure I.8.</b> Le Pulmotor d'Henrich Dräger 1906.....	10
<b>Figure I.9.</b> Poumond'acier.....	11
<b>Figure I.10.</b> Philip Drinker.....	11
<b>Figure I.11.</b> ENGSTROM 150.....	12
<b>Figure I.12.</b> Servo 900 siemens.....	12
<b>Figure I.13.</b> Fonctionnement d'un respirateur artificiel.....	14
<b>Figure I.14.</b> Ventilateur de Transport.....	14
<b>Figure I.15.</b> Ventilateur de réanimation.....	16
<b>Figure I.16.</b> Ventilateur d'anesthésie.....	17

### Chapitre02 :

<b>Figure II.1</b> : Courbes de pression et de débit en ventilation à volume contrôlée.....	20
<b>Figure II.2:</b> Le schéma de principe de fonctionnement de la ventilation mécanique.....	24
<b>Figure II.3</b> : Courbes typiques de débit, de pression et de volume dans le cas du VCM ...	25
<b>Figure II.4:</b> La ventilation spontanée.....	26
<b>Figure II.5</b> : La ventilation spontanée à pression positive .....	26
<b>Figure II.6</b> : La ventilation spontanée à aide inspiratoire.....	27
<b>Figure II.7</b> : présentation de la pression ; débit et le volume contrôlé.....	28
<b>Figure II.8</b> : le volume assisté contrôlé intermittent.....	29
<b>Figure II.9</b> : le volume assisté contrôlé intermittent à aide inspiratoire.....	29

<b>Figure II.10</b> : présentation de débit, pression volume contrôlé.....	30
<b>Figure II.11</b> :la ventilation en pression positive biphasique.....	31
<b>Figure II.12</b> :la ventilation en pression positive biphasique assisté en pression.....	32

### **Chapitre03 :**

<b>Figure III.1</b> : La machine EC jet de découpe jet d'eau.....	34
<b>Figure III.2</b> : MIT Emergency Ventilateur Version 3 montrant le boîtier de commande et la configuration complète.....	35
<b>Figure III.3</b> : Oxygène-IP modèle espagnole.....	35
<b>Figure III.4</b> : Automated Bag Breathing Unit (ABBU)Appareil Proposée par des chercheurs de l'Université du Texas à Austi.....	36
<b>Figure III.5</b> : Prototype proposée par Des chercheurs du Laboratoire national des accélérateurs SLAC Département de l'énergie STANFORD.....	36
<b>Figure III.6</b> : Apollo BVM – ventilateur d'urgencePrototype proposé par l'université de Rice.....	37
<b>Figure III.7</b> : Ballon auto-remplisseur à valve unidirectionnelle.....	37
<b>Figure III.8</b> Vue globale de l'appareil oxygène IP réalise par DS Design.....	38
<b>Figure III.9</b> : les comes utilisées dans l'appareil oxygène IP réalise par DS Design.....	39
<b>Figure III.10</b> : Diagramme Bête à crones du repertoire.....	40
<b>Figure III.11</b> : diagrammes des interacteurs.....	41
<b>Figure III.12</b> : Maquette 01 : modèle CAO et réalisation.....	42
<b>Figure III.13</b> : Maquette 02 : modèle CAO et réalisation.....	43
<b>Figure III.14</b> : Maquette 03 : modèle CAO et réalisation.....	43

### **Chapitre 4 :**

<b>Figure IV.1</b> : Fonctionnement manuel du système de sacs Ambu.....	47
<b>Figure IV.2</b> : Moteur pas à pas .....	49
<b>Figure IV.3</b> : STEPPER MOTOR JK57HS82-3004.....	49
<b>Figure IV.4</b> : Driver utilisé .....	50
<b>Figure IV.5</b> : Principe de fonctionnement de la commande.....	50
<b>Figure IV.6</b> : Ecran LCD. ....	50

<b>Figure IV.7</b> : vue d'ensemble de l'assemblage des parties mécaniques.....	51
<b>Figure IV.8.</b> Dessin d'ensemble du respirateur.....	52
<b>Figure IV.9</b> : pignon modélisé sous solidworks et réalisé.....	52
<b>Figure IV.10:</b> crémaillère modélisée sous SolidWorks et réalisée.....	52
<b>Figure IV.11</b> : Guide linéaire modélisée et réel.....	53
<b>Figure IV.12</b> : Patin modélisée et assemblé.....	53
<b>Figure IV.13</b> : support poussoir modélisée et réalisé.....	53
<b>Figure IV.14</b> : poussoir modélisée et réalisé.....	54
<b>Figure IV.15</b> deux vues différentes du Prototype final assemblé.....	54

## Liste des tableaux :

<b>Tableau II.1</b> : paramètres de volume.....	19
<b>Tableau II.2</b> : paramètres de temps.....	19
<b>Tableau II.3</b> : paramètres de pression.....	21
<b>Tableau II.4</b> : paramètres de débit.....	22
<b>Tableau III .1</b> : QQQQCP du projet .....	40

## *Liste des symboles*

**PEFP** : Pression expiratoire positive.

**CPAP** : Pression positive continue des voies aériennes.

**VC** : Ventilation contrôlée.

**SDRA** : Le syndrome de détresses respiratoires aiguës.

**FR** : La fréquence respiratoire.

**VC** : Le volume courant. La pression de plateau

**PEP** Pression expiratoire positive.

**AI** : L'aide inspiratoire.

**VNI** : La ventilation non invasive.

**VM** : La ventilation minute.

**FC** : La fréquence.

**FE** : Le rapport.

**TI** : Le temps inspiratoire.

**TE** : Le temps Expiratoire.

**TPL** : Le temps de plateau.

**P<sub>MAX</sub>** : Pression maximum.

**V<sub>CM</sub>** : Volume contrôlée.

**P<sub>CM</sub>** : Pression contrôlée.

**VS** : Ventilation spontanée.

**VC** : Volume contrôlée.

**V<sub>ACI</sub>** : Le volume assiste contrôlé le intermittent

**V<sub>CRP</sub>** : La ventilation contrôlée à régulation de pression.

**PC** : La pression contrôlée.

**PCR** : La pression de crête

**PLAT** : La pression de plateau

**P<sub>moy</sub>** : La pression moyenne

**PAC** : La pression assiste contrôlée.

**PACI** : La pression assiste contrôlée intermittent.

**BIPAP**: Bi-level positive airway pressure.

**BAVU** : ballon auto remplisseur a valve unidirectionnelle

**RR max** : Fréquence respiratoire maximale

**P air way,max** : Pression maximale au niveau des voies respiratoires

**IE** : Rapport inspiration/expiration minimum

**V max** :Volume de sortie maximal

**Un sac** :Surface de contact max. doigt-

**balayage  $\alpha$**  : Angle de balayage

**LCD** :Liquide Crystal Display

**$\Gamma$  doigt** : Le couple maximum nécessaire sur chaque doigt

**F doigt** : La force maximale du sac sur un doigt

**INTRODUCTION**  
**GENERALE**

# INTRODUCTION GENERALE

La pandémie du COVID-19 a bouleversé le monde ces deux dernières années en se propageant à un rythme sans précédent et en faisant plus de six millions de morts. Selon l'organisation mondiale de la santé, les coronavirus sont une grande famille de virus qui provoquent des maladies qui vont du simple rhume à des maladies plus graves telles que le syndrome respiratoire du Moyen-Orient (MERS-CoV) et le syndrome respiratoire aigu sévère (SRAS-CoV). Les signes courants de l'infection sont les symptômes respiratoires, la fièvre, la toux, l'essoufflement et les difficultés respiratoires. Dans les cas les plus graves, l'infection peut provoquer une pneumonie, un syndrome respiratoire aigu sévère, chaque respiration devient plus laborieuse, jusqu'à ce que les patients finissent par devenir trop épuisés pour respirer par eux-mêmes. Les patients qui se présentent aux hôpitaux avec ces symptômes ont besoin d'une intervention médicale avant qu'ils ne suffoquent.

Face à l'afflux important des malades, les hôpitaux ne disposaient pas d'assez de respirateurs pour appréhender cette situation. Ce manque d'équipements médicaux a rendu la situation globale plus critique et a conduit spontanément à un appel d'entre-aide à tous ceux qui sont capables de fabriquer des ventilateurs pour qu'ils rejoignent la lutte contre cet ennemi commun.

Par exemple, Medtronic une entreprise ayant sa principale unité fabrication de ventilateurs basée dans Galway Irlande, s'est lancé dans la fabrication de ventilateurs plus rapides à produire. Un de leur modèles est le puritain Ventilateur mécanique Bennett 980. Un ventilateur haute performance et haut de gamme qui aurait donné aux médecins une longueur d'avance dans la lutte contre la pneumonie virale dont souffraient les patients, mais c'est une machine compliquée. Pendant la pandémie, Ils produisaient 225 unités par semaine et retirent des employés de la fabrication de stents (une usine), pour aider à augmenter la production à 500 par semaine. Cependant, cela n'était même pas près de répondre à la demande qui n'avait pas encore culminé.

L'industrie des équipements médicaux offre divers dispositifs hautement sophistiqués sur le marché, mais ce nombre disponible ne pouvait toujours pas répondre à la demande des hôpitaux. Ainsi, plusieurs équipes de recherche passionnées ont mis à profit leurs compétences pour mettre au point des respirateurs de conception simple et peu coûteux fabriqué en grand nombre dans un délai court (modèles open-source). Un ventilateur à bas prix semble être un substitut alternatif pour combler ce manque, Cependant, un respirateur n'est pas simplement

une pompe qui force l'air et l'oxygène dans les poumons du patient. Il nécessite des réglages bien déterminés.

Notre projet de fin d'études qui a été effectué en grande partie au niveau de l'entreprise Ds-design s'inscrit dans le cadre des efforts qui visent la mise en œuvre d'un respirateur de conception simple et peu coûteux en respectant la contrainte de facilité de fabrication et de sécurité d'utilisation pour le patient. Le présent mémoire est organisé comme suit :

- Le premier chapitre présente des généralités sur l'anatomie et la physiologie respiratoire ainsi des généralités sur les respirateurs artificiels (respirateurs fonctionnement, différents types, etc.).
- Le deuxième chapitre présente un aperçu général de la ventilation artificielle et de ses modes ventilatoires.
- Le troisième chapitre présente les différentes maquettes que nous avons conçues et réalisées pour maîtriser le fonctionnement du ventilateur et pouvoir arrêter un cahier de charges réalisable avec l'entreprise Ds-design.
- Le quatrième chapitre présente le développement du prototype final.

Le mémoire est clôturé par une conclusion générale dans laquelle des perspectives sont établies.

*Chapitre I :*  
*Le système*  
*respiratoire*  
*et les*  
*respirateurs*  
*artificiels*

### I.1. Introduction

L'épidémie de COVID-19 est devenue un problème mondial car cette nouvelle pandémie a eu un impact majeur sur le monde. Ce virus est un problème majeur de santé mondiale.

Lorsque le système respiratoire est défaillant, la solution à ce problème passe par le recours à la ventilation artificielle.

Dans la première partie, nous allons aborder l'Anatomie et la physiologie respiratoire. Dans la deuxième partie, nous abordons l'historique des respirateurs artificiels et leur développement au cours des années.

### I.2. Le système respiratoire

#### I.2.1 . Présentation de la fonction respiratoire

C'est quoi la respiration ?

La respiration est un processus physiologique permettant d'approvisionner l'organisme en oxygène, et de le libérer du dioxyde de Carbon.[2]

Le système respiratoire et le système cardiaque vont de pair. La respiration a un rôle essentiel. Sa fonction principale est de : [3]

- Apporter de l'oxygène :  $O_2$  aux cellules de l'organisme.
- Débarrasser l'organisme des déchets :  $CO_2$  (gaz carbonique en excès).
- Maintenir à un niveau normal les paramètres sanguins (mesure par les gazes du sang :  $paO_2$ ,  $paCO_2$ ,  $SaO_2$  et pH).
- Quelles soient les demandes de l'organisme : repos, sommeil, effort de la vie courante, marche, montée d'escalier, effort intense de type sportif.

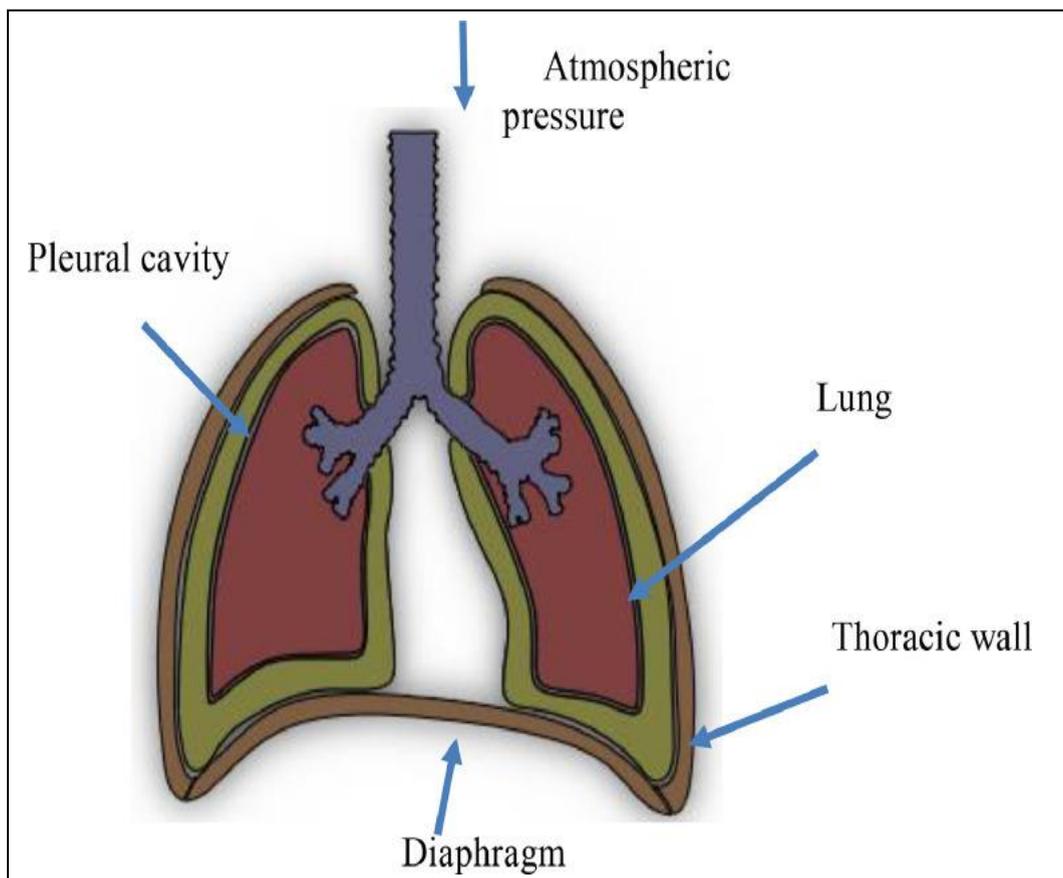
#### I.2.2. Fonctionnement du système respiratoire

Grâce à la respiration, l'inhalation et l'expiration, le système respiratoire permet les échanges gazeux entre l'air et le sang, et entre le sang et les cellules de l'organisme.[4]

La respiration est contrôlée par le diaphragme, qui est un muscle séparant l'abdomen de la poitrine, et les muscles intercostaux, qui sont situés entre les os de la cage thoracique.

- Il existe deux phases inspiration et expiration :

- ❖ **Pendant l'inspiration**, le diaphragme se contracte et se déplace vers la cavité abdominale, et les muscles intercostaux se contractent pour soulever la cage thoracique vers l'extérieur. En raison de ces deux mouvements musculaires, le volume de la cavité thoracique augmente et la pression dans la cavité où se trouvent les poumons diminue. L'augmentation du volume et la diminution de la pression amènent l'air extérieur à remplir les poumons pour équilibrer la pression pulmonaire avec la pression atmosphérique extérieure.
- ❖ **Pendant la phase d'expiration**, le processus est inversé, la pression à l'intérieur des poumons s'élève au-dessus de la pression atmosphérique, provoquant un différentiel de pression pour aspirer l'air des poumons.

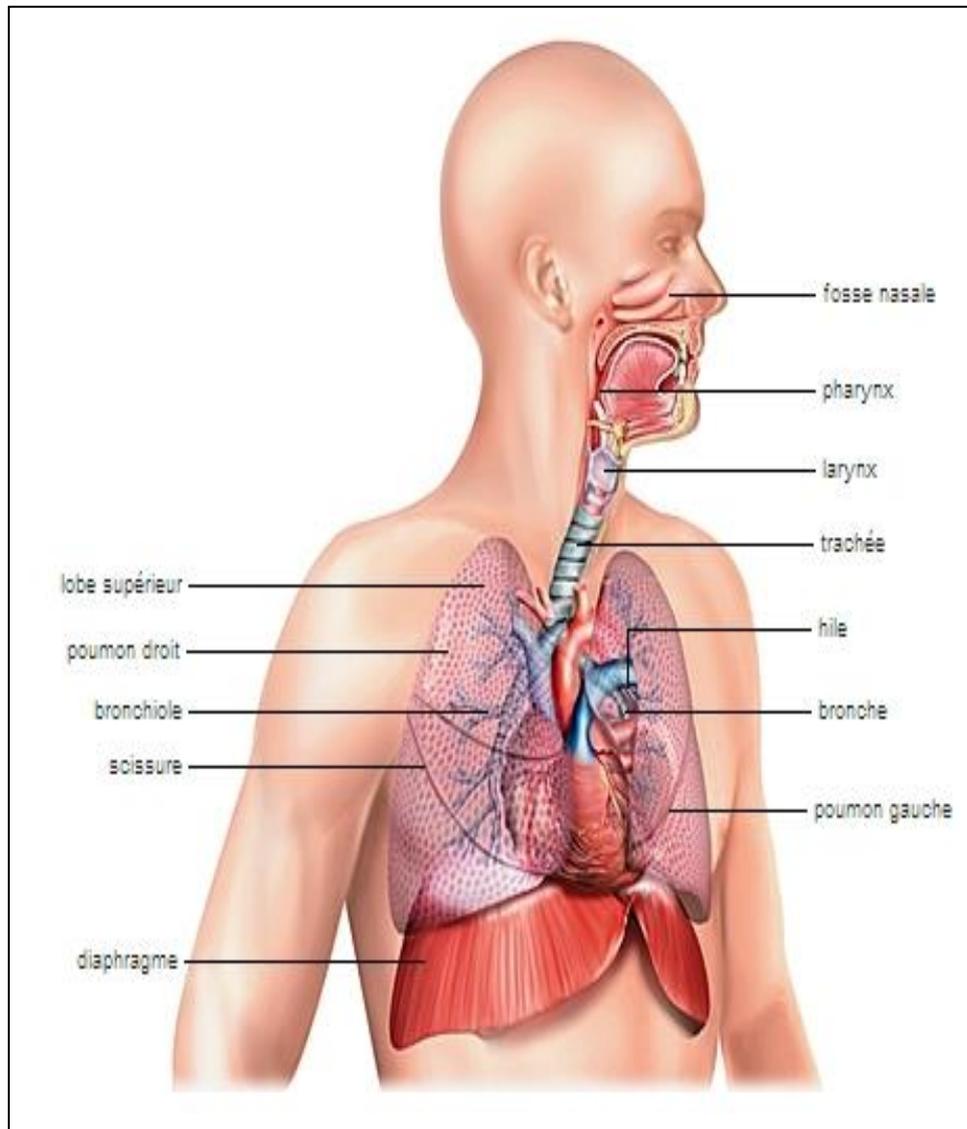


*Figure I.1: La physiologie du système respiratoire [5]*

### I.2.3. Anatomie de l'appareil respiratoire

Le système respiratoire [6] (Figure I.2 & Figure I.3) comprend :

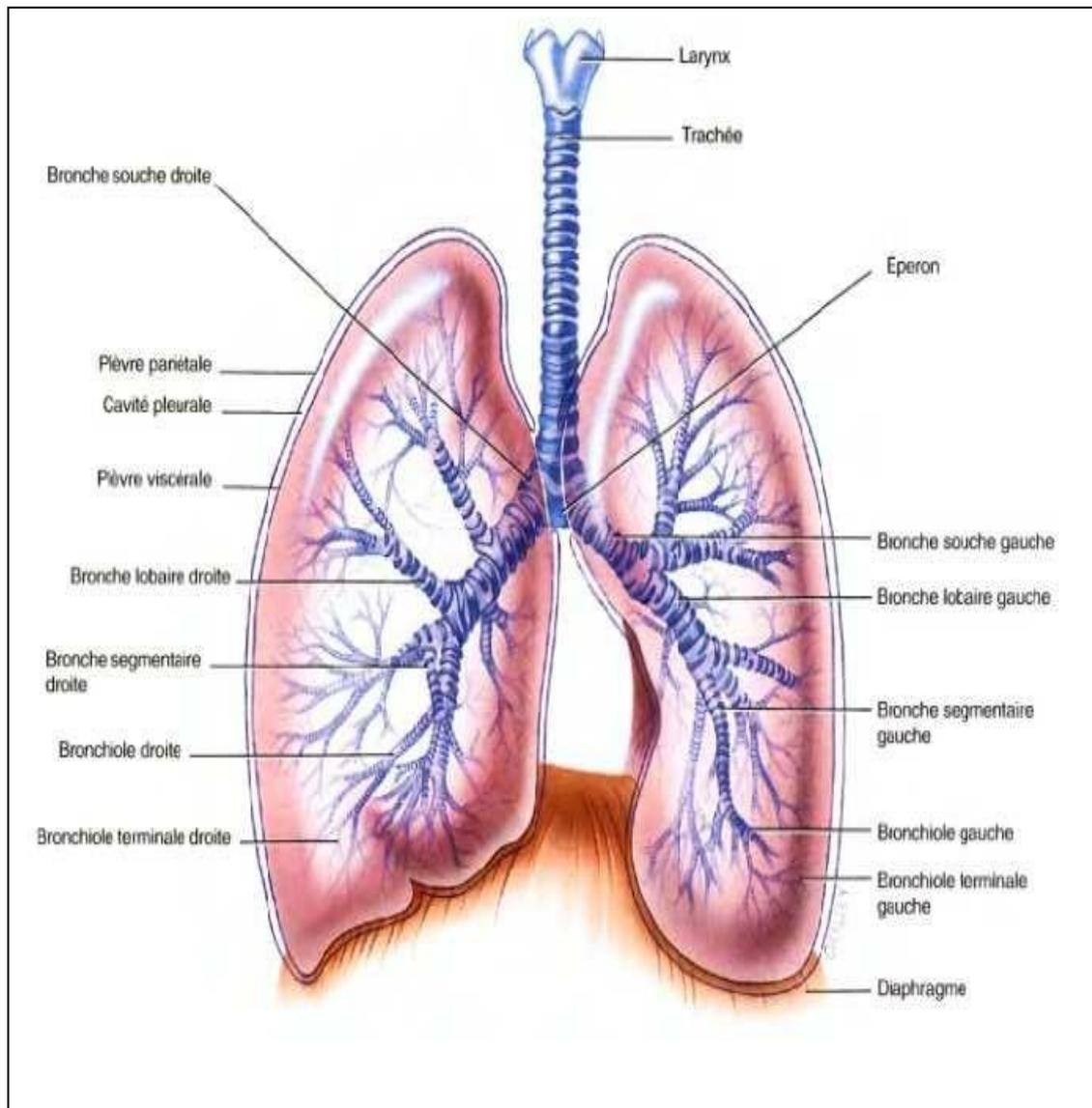
- a) **Les voies respiratoires supérieures** qui se constituent du nez, pharynx et larynx et les structures associées à cette partie du corps.
- b) **Les voies respiratoires inférieures** : comprennent (la trachée, les bronches et les poumons).



*Figure I.2 : Les voies respiratoires supérieures [6]*

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

- a) **La zone conductrice** : qui consiste en un système de cavités et de tubes (nez, pharynx, larynx, trachée, bronches et bronchioles) qui conduisent l'air dans les poumons.
- b) **La zone respiratoire** : est constituée des parties du système respiratoire où s'effectuent les échanges gazeux (bronchioles respiratoires, canaux alvéolaires et alvéoles).



*Figure I.3: Le système respiratoire [6]*

**Les fosses nasales :** elles ont pour fonction d'humidifier, réchauffer et de filtrer les gaz inspirés.

**Le pharynx :** c'est à cet endroit que les voies aériennes et digestives se croisent. On parle de carrefour aéro-digestif.

**Le larynx :** c'est un tube creux intercalé entre le pharynx et la trachée où se situent les cordes vocales. C'est l'organe de la phonation. En effet, l'air expiré fait vibrer les cordes vocales et a pour résultat l'émission de sons.

**La trachée :** c'est le conduit qui fait suite au larynx et donne naissance aux bronches. C'est un tube long de 12 cm environ, à peu près cylindrique qui traverse la partie basse du coup et la partie haute du thorax, elle se divise en deux bronches au niveau de la ligne médiane.

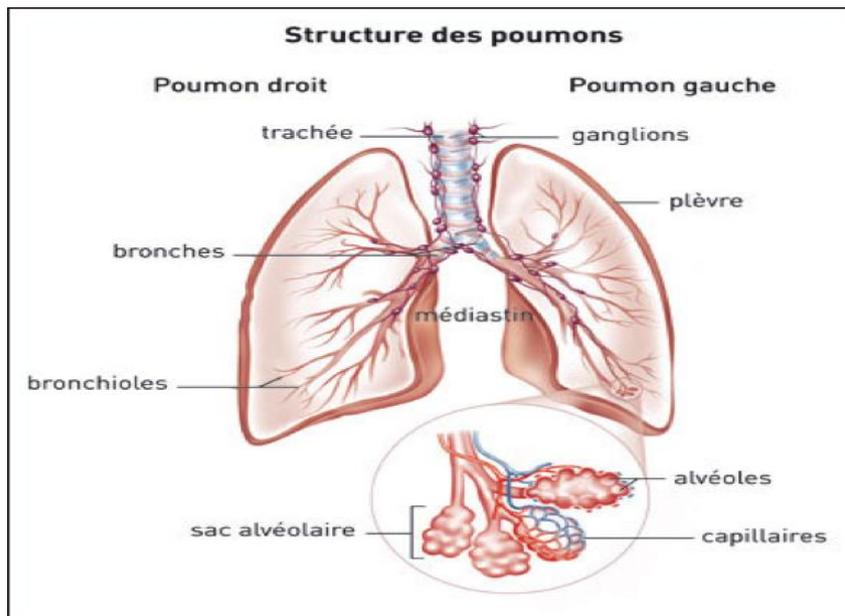
La trachée est tapissée par une muqueuse qui contient des cellules sécrétant du mucus chargé d'agglutiner les impuretés de l'air inspiré, et des cellules à cils vibratiles repoussant vers le haut les poussières et protégeant les poumons [7].

**Les bronches :** ce sont deux conduits nés par bifurcation de la trachée. Il existe une bronche droite et une bronche gauche chacune pénètre dans le poumon correspondant accompagné des artères et veines pulmonaire. A l'intérieur du poumon les bronches se divisent en bronches de plus en plus petites jusqu'aux branches ultimes appelés bronchioles terminales.

**Les poumons :** ce sont des organes pairs situés dans la cavité thoracique. Ils s'étendent du diaphragme à un point situé un peu au-dessus des clavicules. La région inférieure élargie du poumon représente la base. Elle est concave et épouse la région convexe du diaphragme. La région supérieure est plus étroite, elle représente l'apex. Chaque poumon est divisé en lobes par une ou plusieurs scissures, le poumon droit possède deux lobes et le poumon gauche trois lobes (fig4).

Les poumons sont séparés l'un de l'autre par le cœur et d'autres structures du médiastin. Deux feuillets de membranes séreuses collectivement appelés membrane pleurale, entourent et protègent chacun des poumons. Le feuillet externe, appelé, plèvre pariétale est attaché à la paroi de la cavité thoracique. Le feuillet interne, la plèvre viscérale, recouvre les poumons eux-mêmes [6].

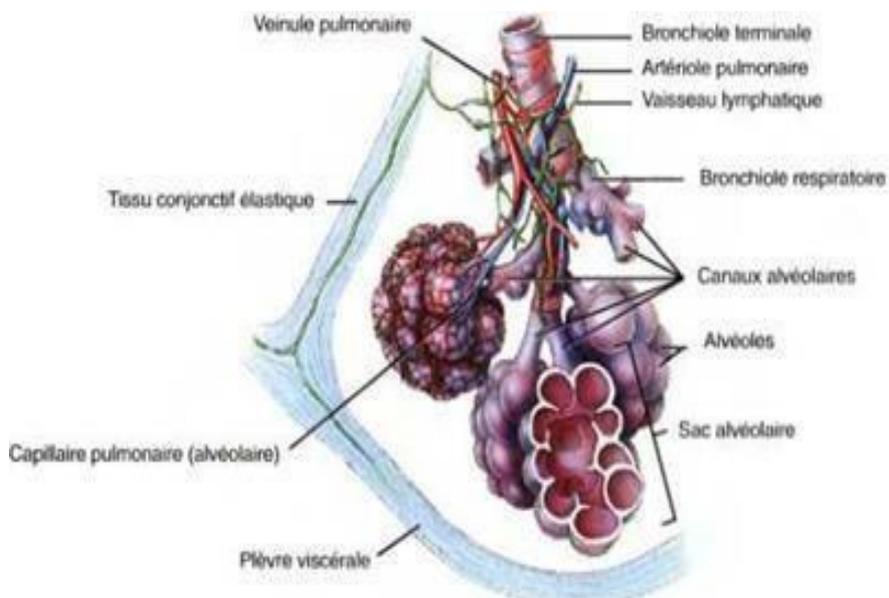
Entre les plèvres viscérales et pariétales, un petit espace virtuel, la cavité pleurale, contient un liquide lubrifiant sécrété par les plèvres et permet à ces dernières de glisser l'une sur l'autre au cours de la respiration.



*Figure I.4 : Les poumons [8]*

**Les lobules pulmonaires :** chaque segment broncho-pulmonaire des poumons est divisé en un grand nombre de lobules. Un lobule contient une branche d'une bronchiole terminale. Les bronchioles terminales se divisent en bronchioles respiratoires qui à leur tour se ramifient en quelques canaux alvéolaires (Figure I.5).

**Les alvéoles pulmonaires :** des petits sacs remplis d'air et présentant une paroi très fine au niveau de laquelle a lieu les échanges gazeux respiratoires. C'est donc une surface d'échange entre les deux compartiments. Les alvéoles se gonflent d'air à l'inspiration et se vident lors de l'expiration. La fine paroi est recouverte de très nombreux et très fins vaisseaux sanguins, les capillaires au travers de la paroi desquels se réalise le véritable échange gazeux.



*Figure I.5 : Portion d'un lobule pulmonaire.[6]*

Les muscles de la respiration sont composés des muscles inspiratoires et expiratoires (*Figure I.6*) :

### a. Les muscles inspiratoires

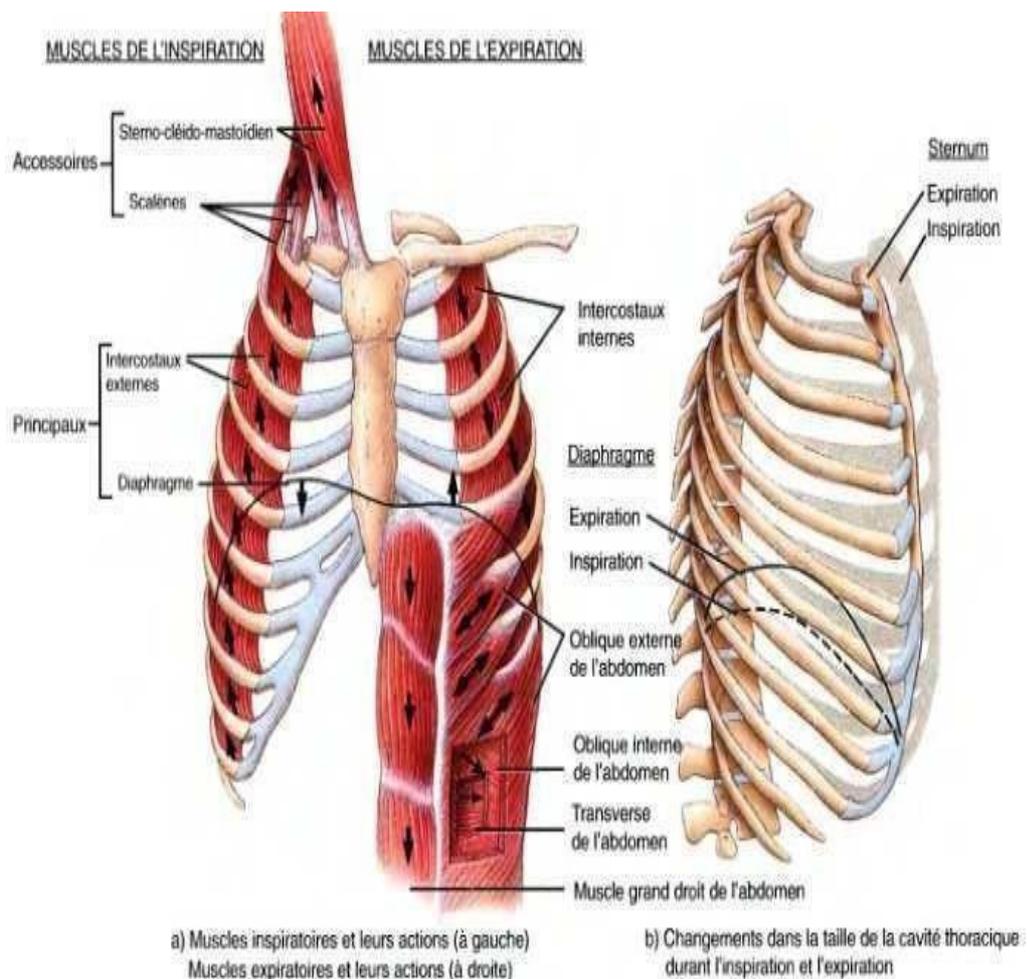
**Le diaphragme** : c'est le muscle le plus important. Sa contraction provoque son aplatissement et donc l'augmentation du volume de la cage thoracique.

**Les muscles intercostaux** : ils se contractent au cours de l'inspiration et élèvent les côtes.

Il existe d'autres muscles, dits « accessoires » (scalène ou sterno-cléido-mastoïdien) qui ne participent qu'en cas de ventilation à débit élevé ou de paralysie des autres muscles inspiratoires.

### b. Les muscles expiratoires

L'expiration est essentiellement sous la dépendance des muscles abdominaux dont la contraction d'une part abaisse les dernières côtes et d'autre part refoule la masse abdominale, entraînant un déplacement du diaphragme vers le haut. Donc, le volume de la cage thoracique diminue.



*Figure I.6 : Les muscles inspiratoires et expiratoires [6]*

### I.3. Respirateur artificiel

#### I.3.1. Historique du respirateur

Du XVIe jusqu'à la fin du XIXe siècle, l'histoire ne rapporte que des tentatives de ressuscitation par ventilation au soufflet. En 1876, le Spirophore d'Eugène Woillez a été le premier ventilateur par application externe d'une variation de pression. Le Pulmotor d'Henrich Dräger (1906) est l'ancêtre des ventilateurs barométriques et des modes à pression pré réglée.[9]



*Figure I.7: Le Pulmotor d'Henrich Dräger 1906[10]*

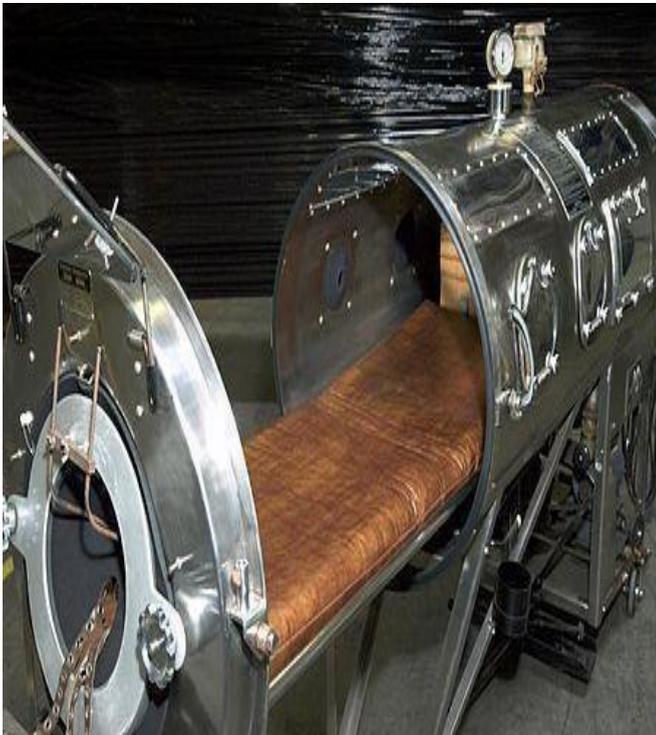


*Figure I.8 : Le Spirophore d'Eugène Woillez 1876[11]*

C'est avec le poumon d'acier de Drinker-Shaw (1928) que les premières ventilations mécaniques de longue durée ont été réalisées durant les épidémies de poliomyélite.

Un poumon d'acier est un appareil de ventilation à pression négative permettant à une personne de respirer en cas d'insuffisance de la ventilation pulmonaire

L'utilisateur d'un poumon d'acier repose dans une chambre centrale, un tambour d'acier cylindrique. La porte qui permet à la tête et au cou du patient de rester à l'air libre est ensuite fermée, formant un compartiment scellé étanche autour du corps



*Figure I.9 : Poumon d'acier [12]*



*Figure I.10 : Philip Drinker [13]*

Cet appareil fut inventé en 1927 par Philip Drinker (1894-1972) et Louis Agassiz Shaw (1886-1940), de la Harvard Medical School<sup>11</sup>. Son emploi se répandit au milieu du XX<sup>e</sup> siècle pour éviter la mort par asphyxie des malades de poliomyélite atteints de paralysie du diaphragme, les rendant incapables d'assurer naturellement leur ventilation.

Tous les réanimateurs seniors gardent en mémoire l'Engström 150 (1954), premier ventilateur moderne, électrique, qui a permis le développement de la réanimation. Suite à l'épidémie de polio que le physicien Carl-Gunnar Engström (1912- 1987) mis au point le premier ventilateur moderne l'engstrom 150.

Ce ventilateur autorisait plusieurs réglages telle la fréquence respiratoire, le débit, le monitoring mécanique de la pression et du débit ou la possibilité de pression expiratoire négative pour faciliter l'expiration



*Figure I.11 : ENGSTROM 150[14]*

A partir des années 70, l'évolution technologique de la ventilation artificielle offrait déjà de nouvelles possibilités : séparation du circuit patient et machine, temps inspiratoire, temps de pause, système de déclenchement à l'effort du patient, pression expiratoire positive. Par conséquent le nombre de patients ventilés a connu une forte augmentation.

En 1970, Siemens équipa son « Servo 900 A » d'une valve de PEEP et offrit la possibilité de mesurer en continuel pressions aériennes et les débits gazeux.[9]



*Figure I.12 : Servo 900 siemens [15]*

Depuis 1980, les valves proportionnelles permettent les modes en pression pré réglée remarquables par l'excellente synchronisation entre l'effort inspiratoire du malade et l'insufflation. Avec l'introduction des microprocesseurs les modes à pression pré réglée se sont multipliés mais l'aide inspiratoire reste le mode le plus utilisé. Les progrès ultérieurs ont surtout porté sur l'ergonomie des ventilateurs et la compréhension de la physiopathologie de la ventilation mécanique et de ses effets indésirables.

### I.3.2. Fonctionnement d'un respirateur artificiel

Dans sa forme la plus simple, un ventilateur à pression positive moderne se compose d'un réservoir d'air compressible ou d'une turbine, d'alimentations en air et en oxygène, d'un ensemble de vannes et de tubes et d'un "circuit patient" jetable ou réutilisable. Le réservoir d'air est comprimé pneumatiquement plusieurs fois par minute pour fournir de l'air ambiant ou, dans la plupart des cas, un mélange air/oxygène au patient. Si une turbine est utilisée, la turbine pousse l'air à travers le ventilateur, avec une vanne de débit ajustant la pression pour répondre aux paramètres spécifiques du patient. Lorsqu'une surpression est relâchée, le patient expire passivement en raison de l'élasticité des poumons, l'air expiré étant généralement libéré par une valve unidirectionnelle dans le circuit patient appelée collecteur patient.

Les ventilateurs peuvent également être équipés de systèmes de surveillance et d'alarme pour les paramètres liés au patient (par exemple, la pression, le volume et le débit) et la fonction du ventilateur (par exemple, fuite d'air, panne de courant, panne mécanique), batteries de secours, réservoirs d'oxygène et télécommande. Le système pneumatique est aujourd'hui souvent remplacé par une turbopompe commandée par ordinateur.

Les ventilateurs modernes sont contrôlés électroniquement par un petit système intégré pour permettre une adaptation exacte des caractéristiques de pression et de débit aux besoins d'un patient individuel. Des réglages de ventilateur affinés servent également à rendre la ventilation plus tolérable et confortable pour le patient. Au Canada et aux États-Unis, les inhalothérapeutes sont responsables du réglage de ces paramètres, tandis que les technologues biomédicaux sont responsables de l'entretien. Au Royaume-Uni et en Europe, la gestion de l'interaction du patient avec le ventilateur est effectuée par des infirmières en soins intensifs.

Le circuit patient se compose généralement d'un ensemble de trois tubes en plastique durables mais légers, séparés par fonction (par exemple, air inhalé, pression du patient, air expiré). Déterminé par le type de ventilation nécessaire, l'extrémité patient du circuit peut être soit non invasive, soit invasive.

Les méthodes non invasives, telles que la pression positive continue (CPAP) et la ventilation non invasive, qui conviennent aux patients qui n'ont besoin d'un ventilateur que pendant le sommeil et le repos, utilisent principalement un masque nasal. Les méthodes invasives nécessitent une intubation, qui, pour une dépendance à long terme au ventilateur, sera normalement une canule de trachéotomie, car elle est beaucoup plus confortable et pratique pour les soins de longue durée que l'intubation du larynx ou nasale.[16].

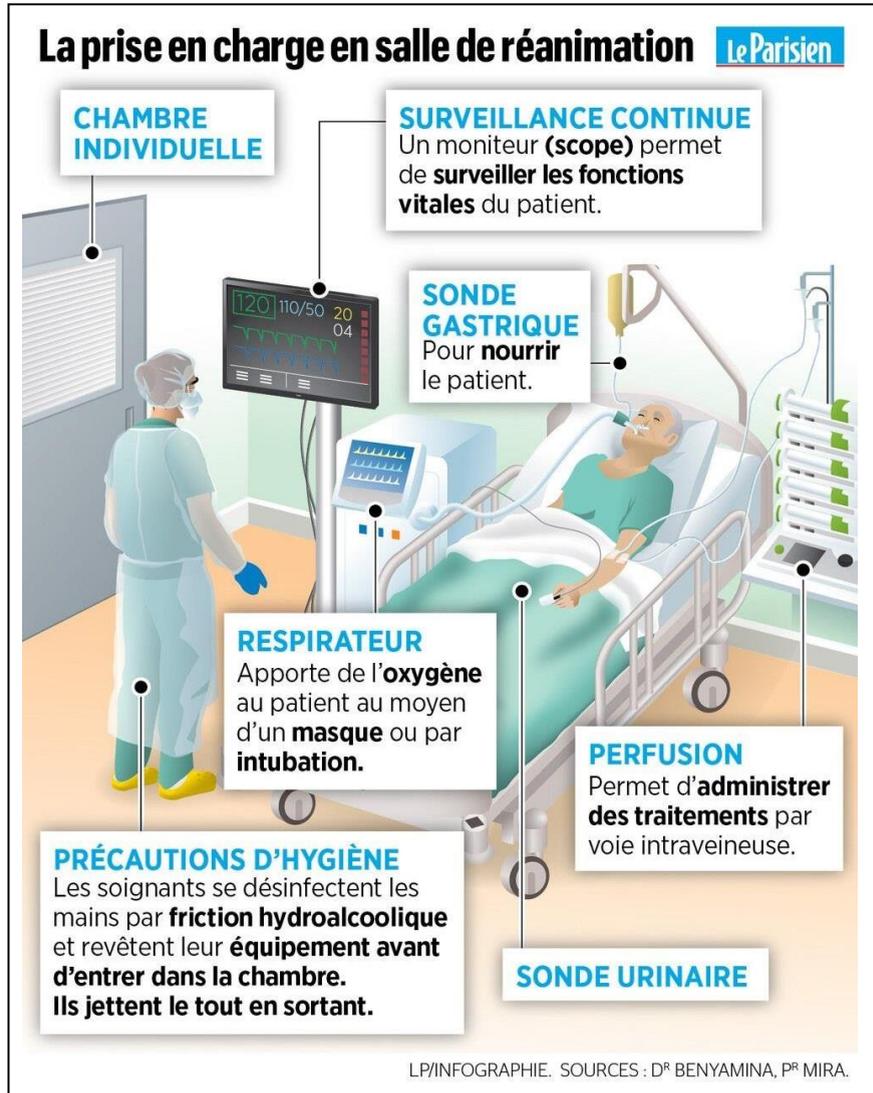


Figure I.13 : Fonctionnement d'un respirateur artificiel [17]

## I.4. DIFFÉRENTS TYPES D'APPAREILS

### I.4.1. Les ventilateurs pneumatiques dits de transport



Figure I.14 : Ventilateur de Transport [18]

Un ventilateur de transport est un matériel médical destiné à assurer la ventilation artificielle d'un patient intubé pendant un déplacement. Le ventilateur de transport permet d'assurer la continuité de la ventilation du patient qui ne peut respirer par ses propres moyens pendant un transport en ambulance, en hélicoptère, etc. Le ventilateur de transport peut être de deux types principaux : ventilateur de transport à alimentation électrique, qui fonctionne grâce à l'électricité et dispose de batteries rechargeables qui doivent être en quantité suffisantes pour toute la durée du transport, et les ventilateurs pneumatiques, dont l'alimentation en air du patient est assurée par l'effet d'un gaz comprimé, embarqué en bouteilles avec le ventilateur de transport.

Permettent uniquement la réalisation d'une ventilation contrôlée (VC). L'avantage de ces respirateurs réside dans leur ergonomie et leur coût relativement faible (selon les options le prix varie de 3000 à 5000 €). Facilement utilisables dans les services d'urgence et pour le transport des malades mais ils ne sont pas recommandés dans certaines pathologies (SDRA, asthme aigu grave, etc.).[19].

Les paramètres à régler sont : la fréquence respiratoire FR, la FIO<sub>2</sub> (60% ou 100%) et le volume courant V<sub>t</sub>. Ces appareils permettent aussi de régler la PEP, l'aide inspiratoire (AI) et les niveaux d'alarmes pour pressions maximale et minimales. Les appareils modernes permettent la ventilation non invasive VNI, certains appareils anciens sont pas adaptés à ce mode de ventilation. En pédiatrie, il existe des appareils spécifiques.

Le poids de l'appareil varie en moyenne de 3 à 5 kg. La batterie, si elle existe, n'est pas nécessaire pour le fonctionnement mais pour l'affichage et pour l'alarme sonore.

### **I.4.2. Les ventilateurs de réanimation**

Le ventilateur de réanimation : Les respirateurs de réanimation font partie intégrante des services de réanimation. Ils permettent de délivrer une ventilation artificielle à partir d'un volume ou d'une pression contrôlée. Les effets indésirables corollaires de la ventilation artificielle sont respectivement le barotraumatisme en cas de volume contrôlé et le volotraumatisme en cas de pression contrôlée.

Sont plus performants, offrent plus de sécurité pour le malade mais encombrants, coûteux (plus de 10.000 €), nécessitent une source d'énergie 220V et un apport d'air et d'oxygène. L'écran affiche les paramètres de ventilation, les alarmes et courbes de ventilation. Ces respirateurs permettent plusieurs modes de ventilation assistée. Le médecin est appelé à régler les paramètres et d'adapter les niveaux d'alarme.[19]



*Figure I.15 : Ventilateur de réanimation [20]*

### **I.5. Ventilateurs d'anesthésie**

Les premiers ventilateurs d'anesthésie ont été conçus pour actionner le circuit filtre dont ils étaient un simple accessoire. Actuellement, c'est au contraire le ventilateur qui constitue l'élément central du système anesthésique. Les principaux risques induits par l'usage du ventilateur résultent de la fuite et du débranchement accidentels. C'est pourquoi tout ventilateur comporte des éléments de surveillance avec alarmes.

Le ventilateur d'anesthésie est en principe un appareil simple et robuste, facile à régler, entretenir, nettoyer et stériliser. Il permet la ventilation automatique, manuelle et spontanée. Il administre un mélange gazeux comportant de l'oxygène, l'air, le protoxyde d'azote, un gaz et/ou une vapeur anesthésique, ou un mélange oxygène et air (air médical ou air ambiant) éventuellement enrichi en vapeur anesthésique. Il permet la ré administration d'une partie ou de la totalité des gaz expirés, épurés du dioxyde de carbone et enrichis en gaz frais, exception faite des ventilateurs pour anesthésie pédiatrique qui fonctionnent en circuit ouvert pour des raisons de performance et parce que le problème d'économie de gaz et de vapeur est mineur, comparé à l'adulte.

Il existe des ventilateurs pour l'adulte, l'enfant, le nouveau-né, avec des performances adaptées aux caractéristiques de ces groupes d'individus [21]



*Figure I.16 : Ventilateur d'anesthésie [22]*

## **I.5. Conclusion**

Dans ce chapitre nous avons défini la respiration et la théorie qui régit son fonctionnement. Nous avons présenté le système respiratoire de l'être humain, la physiologie et les mécanismes de la respiration à l'état normal, le principe des échanges gazeux entre le milieu extérieur et l'organisme. Tout cela nous amène à mieux comprendre une mécanique ventilatoire qu'on abordera sur son aspect artificiel dans les chapitres suivants.

*Chapitre II :*  
*La*  
*ventilation*  
*artificielle*

## II.1. Introduction

La ventilation artificielle permet de remplacer ou d'aider les poumons lorsqu'ils ne sont plus capables d'apporter suffisamment d'oxygène dans le sang ou d'éliminer le gaz carbonique. La ventilation artificielle est également nécessaire si le malade n'est plus capable de respirer (épouement, coma, anesthésie générale).

Dans la première partie, nous allons aborder les paramètres respiratoires à régler et à monitorer.

Dans la deuxième partie, nous allons aborder les modes de ventilation mécanique

## II.2. Présentation de la ventilation artificielle

La ventilation est un phénomène périodique constitué d'une succession de mouvements inspiratoires, au cours desquels une certaine quantité d'air est inhalée, et de phénomènes expiratoires, au cours desquels une certaine quantité d'air est expulsée ou expirée. Ce sont donc les processus qui dominent le mouvement de l'air entrant et sortant des poumons.

La ventilation mécanique fonctionne tout à fait différemment du système respiratoire physiologique. Les ventilateurs mécaniques ne réduisent pas l'inspiration, mais poussent le gaz pour créer des pressions de position plus élevées. Les paramètres de ventilation sont soigneusement ajustés par le médecin en fonction du mode de ventilation sélectionné.[23]

## II.3. Objectifs de la ventilation mécanique

La ventilation a pour but :

- D'assurer une oxygénation satisfaisante.
- D'assurer une élimination de CO<sub>2</sub> suffisante et un Ph acceptable.
- Diminuer le travail des muscles respiratoires afin d'éviter l'épouement.

La principale différence entre la ventilation spontanée et la mécanique est le fait qu'on soit en pression positive en ventilation mécanique. C'est anti-physiologique.

Le ventilateur va fournir au patient soit un certain volume d'air ou soit une certaine pression définie par le praticien. Cet air sera enrichi en oxygène.[24]

## II.4. Les paramètres respiratoires à régler et à monitorer

Les paramètres fondamentaux à régler et à surveiller sont les suivants :[19][25][26]

### II.4.1. Les paramètres de volume

Paramètre	Abréviation	Définition
Le volume courant	VT	C'est le volume insufflé au malade à chaque cycle, déterminé notamment par son poids. La base standard de réglage est de 8-10 ml / Kg. Ce qui signifie qu'un adulte de 70 Kg a besoin :  $V_t = 70 \text{ Kg} \times 10 \text{ ml/Kg} = 700 \text{ ml} = 0.7 \text{ l}$
La ventilation minute	VM	C'est le produit du volume courant par la fréquence : Si $V_t = 0.70 \text{ l}$ et $F = 10 \text{ c/min}$ Alors $VM = 0.7 * 10 = 7 \text{ l/mn.}$

*Tableau II.1 : paramètres de volume*

### II.4.2. Les paramètres de temps

Paramètre	Abréviation	Définition
La fréquence	FC	C'est la fréquence de répétition des cycles machines (de 12 à 15 en moyenne chez l'adulte) en une minute. Si $F_{vc} = 12$ , le patient recevra 12 fois par minute le $V_t$ réglé, soit 12 fois en 60 s, Soit ( $60/12 = 5 \text{ s}$ ) un cycle complet (insufflation + expiration) toutes les 5 Secondes
Le rapport	IE	C'est la valeur du temps inspiratoire ( $T_i$ ) divisée par celle du temps expiratoire ( $T_e$ )

*Tableau II.2 : paramètres de temps*

### ✓ Remarque

Le temps inspiratoire ( $T_i$ ) est le temps pendant lequel le volume courant est insufflé dans les poumons du patient Il est composé de deux parties :

- Une partie d'insufflation active au cours de laquelle il y a véritablement un transfert de gaz du ventilateur vers le patient.
- Une partie d'insufflation passive au cours de laquelle l'insufflation active est terminée, mais l'expiration n'est pas commencée. Ce temps est appelé temps de plateau ( $T_p$ ) : la pression est maintenue dans les voies aériennes, mais le débit est nul.

Le temps expiratoire ( $T_e$ ) est le temps pendant lequel la valve expiratoire est ouverte : le volume courant insufflé au malade pendant le  $T_i$  s'échappe.

Exemple : si  $T_i = 1$  s et  $T_e = 2$  s --->  $I/E = T_i/T_e = 1/2$

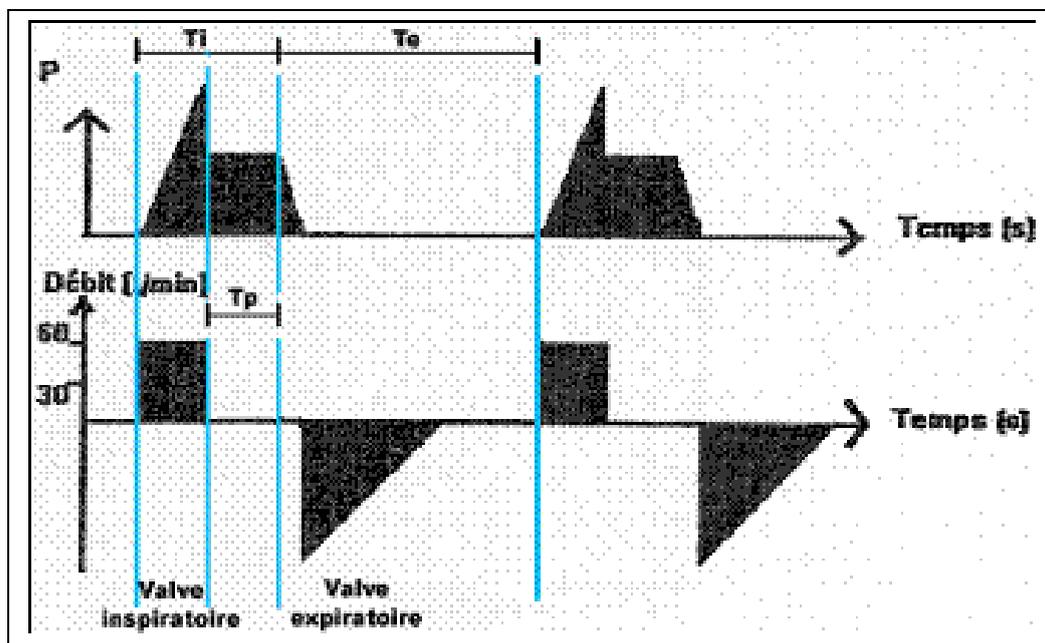


Figure. II.1 : Courbes de pression et de débit en ventilation à volume contrôlée [25]

**II.4.3. Les paramètres de pression**

Paramètre	Abréviation	Définition
La pression de crête	$P_{CR}$	C'est la pression maximale atteinte pendant la phase d'insufflation active du $T_i$ .
La pression de plateau	$P_{LAT}$	C'est la pression mesurée par l'appareil au niveau de la pièce Y ? du circuit patient pendant la phase passive du temps inspiratoire.
La pression moyenne	$P_{moy}$	C'est la moyenne de la pression pendant un cycle complet ( $T_i + T_e$ )
Pression expiratoire positive	PEP	C'est la pression résiduelle positive maintenue dans les Voies aériennes en fin d'expiration. En maintenant ouvertes certaines alvéoles
La pression maximum	$P_{MAX}$	La $P_{max}$ est un réglage. Elle est différente de la Pression de crête qui est une valeur mesurée au niveau de la pièce Y. Rappel : Les pressions mesurées par le ventilateur sont le reflet des pressions régnant au niveau des voies aériennes, C'est, une alarme qui indique la pression mesurée dans le système de la machine (au niveau de la pièce en Y)
Le niveau d'aide inspiratoire		C'est une valeur de pression en mbar fixée par l'opérateur. Lorsqu'un patient fait des appels inspiratoires, le ventilateur les détecte, et il prend en charge la totalité ou seulement une partie du travail ventilatoire du patient, en ouvrant sa valve inspiratoire de façon à créer une surpression égale au niveau d'aide inspiratoire réglé. La valeur du volume courant peut varier. Ce qui est fixe, c'est la pression atteinte dans les voies aériennes du patient.

**Tableau II.3 : paramètres de pression**

#### II.4.4. Les paramètres de débit

Paramètre	Abréviation	Signification
Le débit inspiratoire	AI	<p>C'est la vitesse à laquelle se remplissent les poumons du patient. On peut également l'appeler vitesse d'insufflation du volume courant (robinet dont l'ouverture est réglable).</p> <p>Un bas débit permet de remplir lentement les poumons et d'éviter les pressions de crête élevées.</p> <p>Un haut débit permet un remplissage rapide du poumon. A noter que le débit inspiratoire est un réglage (il est imposé au patient), alors que le débit expiratoire, dans la mesure où l'expiration est libre, est une conséquence de la mécanique ventilatoire du patient.</p>
La pente de l'aide inspiratoire		<p>C'est une aide en pression apportée par le respirateur lors des cycles spontanés.</p> <p>Cette modalité permet au patient de conserver le contrôle du déclenchement de sa ventilation, de la durée et de la fréquence des cycles ventilatoires.</p> <p>Elle permet d'améliorer le confort du patient ventilé, en s'adaptant à sa mécanique Ventilatoire</p>

*Tableau II.4 : paramètres de débit*

#### II.4.5. La FiO<sub>2</sub>

C'est la fraction inspirée d'oxygène ou concentration en oxygène du mélange inspiré par le patient.

Elle s'exprime en %.

### ✓ Remarque

Concernant La pente de l'aide inspiratoire

Le patient lui-même lorsqu'il est suffisamment conscient et coopérant peut aider au réglage de ce paramètre, en se « prononçant » sur la façon dont il perçoit l'aide inspiratoire :

- Il a l'impression de recevoir trop d'air d'un seul coup (il faut mettre un peu de pente),
- Il a l'impression de manquer d'air (pente à ajuster sur la position 0 s).

### II.5. Processus de ventilation mécanique

Le principe de fonctionnement de la ventilation mécanique est illustré dans la figure ci-dessous. Le cycle respiratoire se compose généralement d'un temps inspiratoire (TI) de 1 s et d'un temps expiratoire (TE) de 2 s.

Dans ce cas, le rythme respiratoire est généralement de 20 cycles par minute.

#### **Lors de l'inspiration,**

Une fois l'inspiration déclenchée, l'isolateur ouvre la valve inspiratoire) et ferme la valve expiratoire permettant à la pression des voies respiratoires de monter puis de comprimer le gaz dans les poumons.

#### **Lors de l'expiration,** (le mécanisme est inversé).

La valve inspiratoire se ferme et la valve expiratoire s'ouvre, provoquant une chute de la pression des voies respiratoires et une sortie d'air des poumons (expiration passive).

Les deux vannes fonctionnent toujours de manière opposée. Cependant, ce mécanisme ne peut pas générer de PEP.

Le réglage de la valve expiratoire donne la PEP souhaitée compte tenu de la résistance du circuit respiratoire.[27]

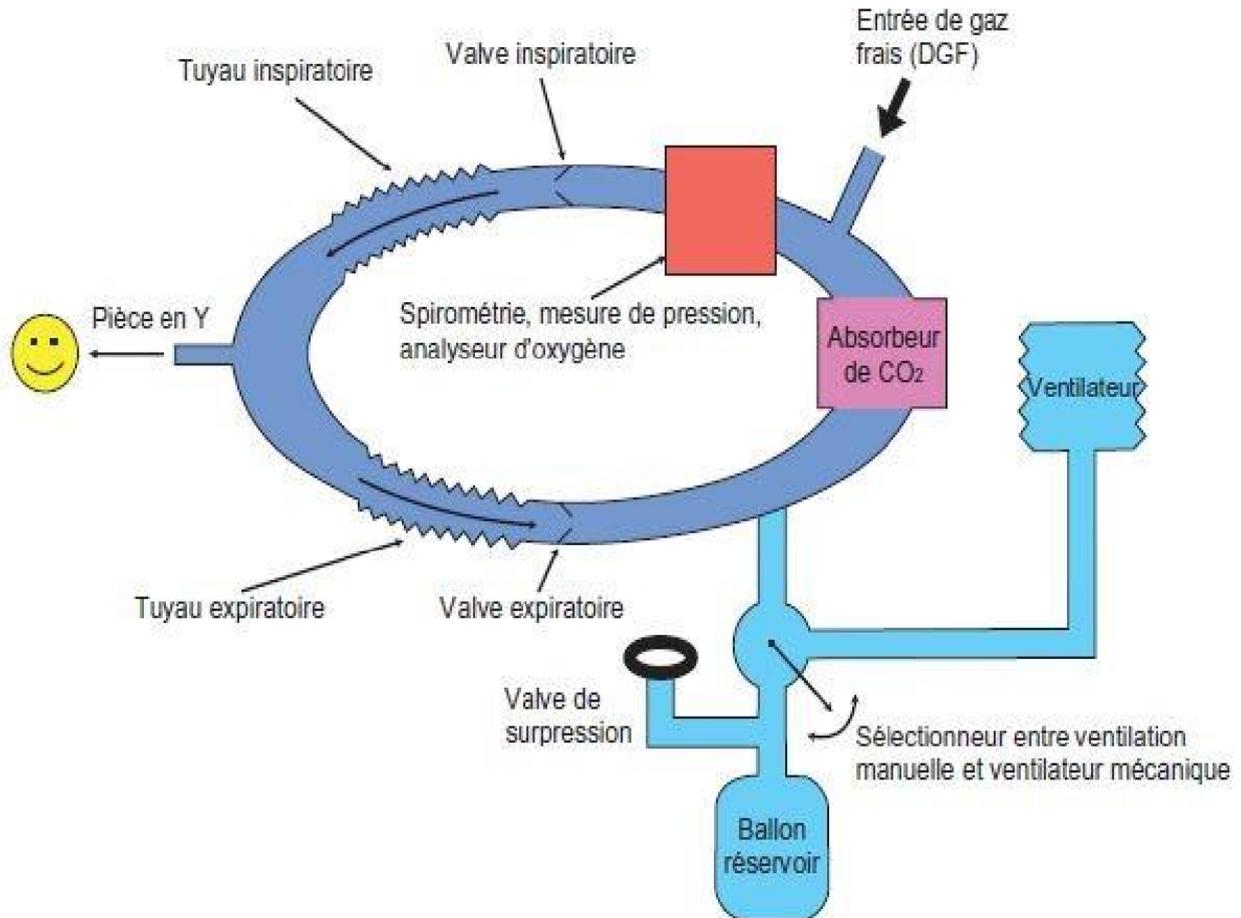


Figure II.2: Le schéma de principe de fonctionnement de la ventilation mécanique [28].

## II.6. Respiration typique

Un exemple d'une courbe typique de pression, de débit et de volume dans le temps pendant VCM est illustré dans la figure suivante (le temps est le long de l'axe des x). Le cas de VCM est choisi car il est le plus fréquemment utilisé par les médecins, comme déjà mentionné. Ces courbes ne sont pas déduites d'un cas confirmé du patient ventilé mais sont purement théoriques. Depuis cette figure, on voit clairement que lorsque l'inspiration commence, le débit augmente considérablement pour atteindre un plateau et reste à ce niveau cible pendant toute la durée de l'inspiration avant le début de l'expiration. À ce moment, la pression monte progressivement à partir de la PEP et continue de se propager jusqu'à ce que le volume courant pré-réglé soit délivré. Le volume augmente de manière monotone (montée linéaire) pour atteindre le volume courant (rappelez-vous que volume = débit  $\times$  temps). Pendant l'expiration, la courbe de débit descend sous l'axe des temps et revient à zéro. Simultanément, la pression chute au niveau de PEP défini, et le volume diminue et revient à zéro.[25]

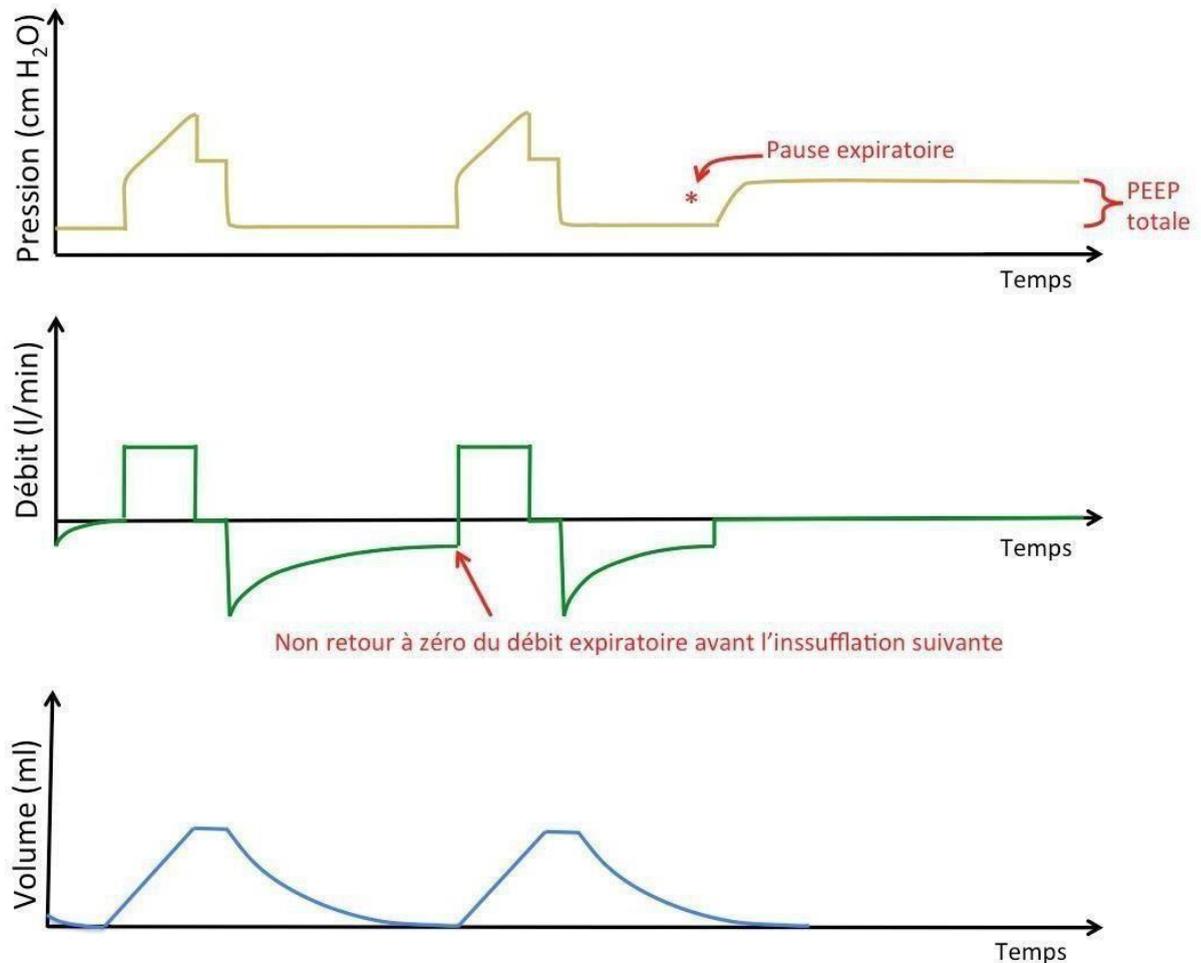


Figure II.3 : Courbes typiques de débit, de pression et de volume dans le cas du VCM.[29]

## II.7. Mode de ventilation mécanique

Un mode de ventilation mécanique, ou mode ventilatoire, est un aspect majeur de la ventilation mécanique en médecine. Le mode fait référence à la méthode d'assistance inspiratoire délivrée par le ventilateur.

Il existe trois modes de base pour la ventilation mécanique en fonction de variables contrôlées pendant l'inspiration. Il s'agit notamment du mode de ventilation à volume contrôlé (VCM), qui est couramment utilisé, la méthode de ventilation à pression contrôlée (PCM) et la ventilation spontanée (VS).

En PCM, la valeur de la pression maximale est ajustée. Cependant, le volume et le débit actuels délivrés au patient dépendaient de l'importance de la pression inspiratoire et du niveau de PEP réglé.

Dans le VCM, le volume et le débit restent constants. Simultanément, les pressions varient d'un patient à l'autre en fonction de la compliance et de la résistance du système respiratoire et de l'apport inspiratoire du patient. En effet, lorsqu'il y a difficulté à s'adapter entre la pression délivrée par le ventilateur et celle à l'intérieur des poumons, une sur distension alvéolaire peut survenir, entraînant encore un barotraumatisme.

### a. La ventilation spontanée (VS)

- Lors de la ventilation spontanée (VS), la pression intra-pulmonaire est successivement négative lors de l'inspiration, puis positive lors de l'expiration.
- Lors de la ventilation artificielle, cette pression reste indifféremment positive que l'on soit en phase inspiratoire ou expiratoire : la pression moyenne est donc plus importante.

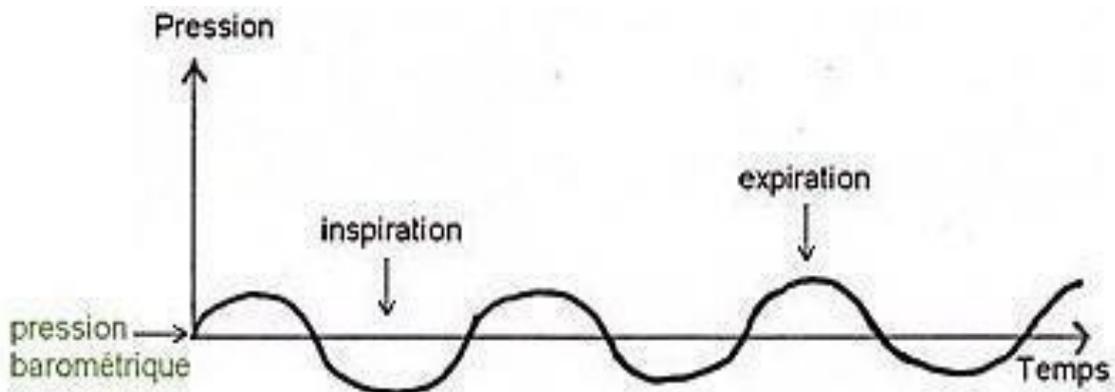


Figure II.4: La ventilation spontanée [30]

### b. La ventilation spontanée à pression positive (VS-PEP ou CPAP)

- La ventilation spontanée en pression positive (VS-PEP ou CPAP) est l'association d'une ventilation spontanée (VS) et d'une pression expiratoire positive continue (PEP).
- Puisque le patient contrôle complètement sa ventilation, on ne peut pas contrôler la fréquence, la durée du temps inspiratoire, ni les volumes courants. Il faut donc les surveiller.

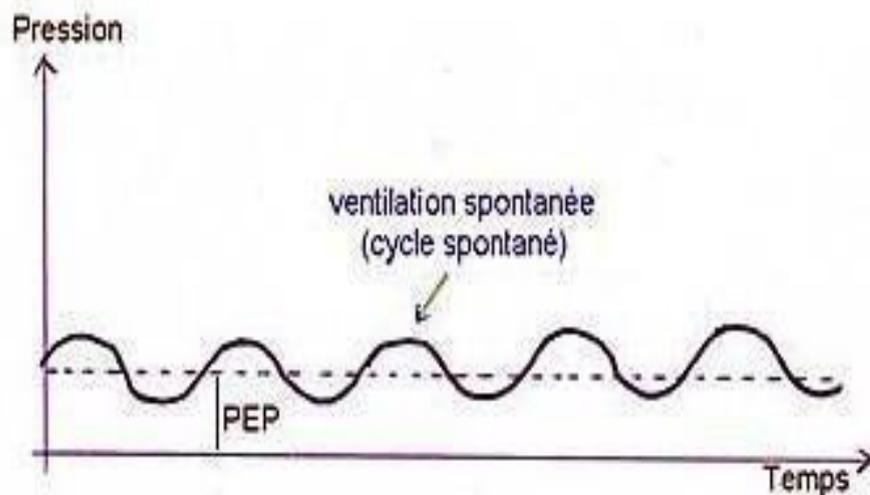


Figure II.5 : La ventilation spontanée à pression positive.[25]

### c. La ventilation spontanée à aide inspiratoire (VS-AI)

- La ventilation spontanée à aide inspiratoire (VS-AI) est l'association d'une ventilation spontanée (VS) et d'une aide inspiratoire (AI). Il s'agit d'une assistance en pression à la ventilation spontanée du patient. Lorsque le respirateur reconnaît que le patient est en train de débiter un effort inspiratoire, un cycle respiratoire est enclenché par la machine.
- La reconnaissance d'un effort inspiratoire du patient par un trigger déclenche l'insufflation d'une pression pré réglée qui s'arrête à la fin de l'effort.
- Puisque le patient contrôle complètement sa ventilation, on ne peut pas contrôler la fréquence, la durée du temps inspiratoire, ni les volumes courants. Il faut donc les surveiller.

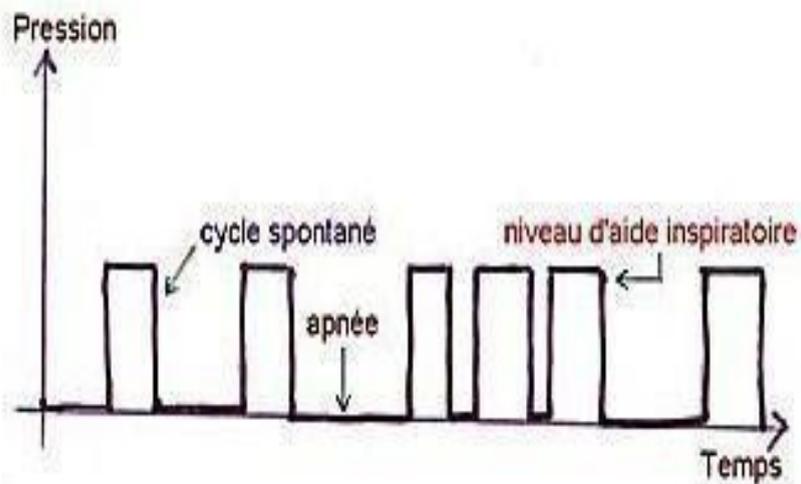
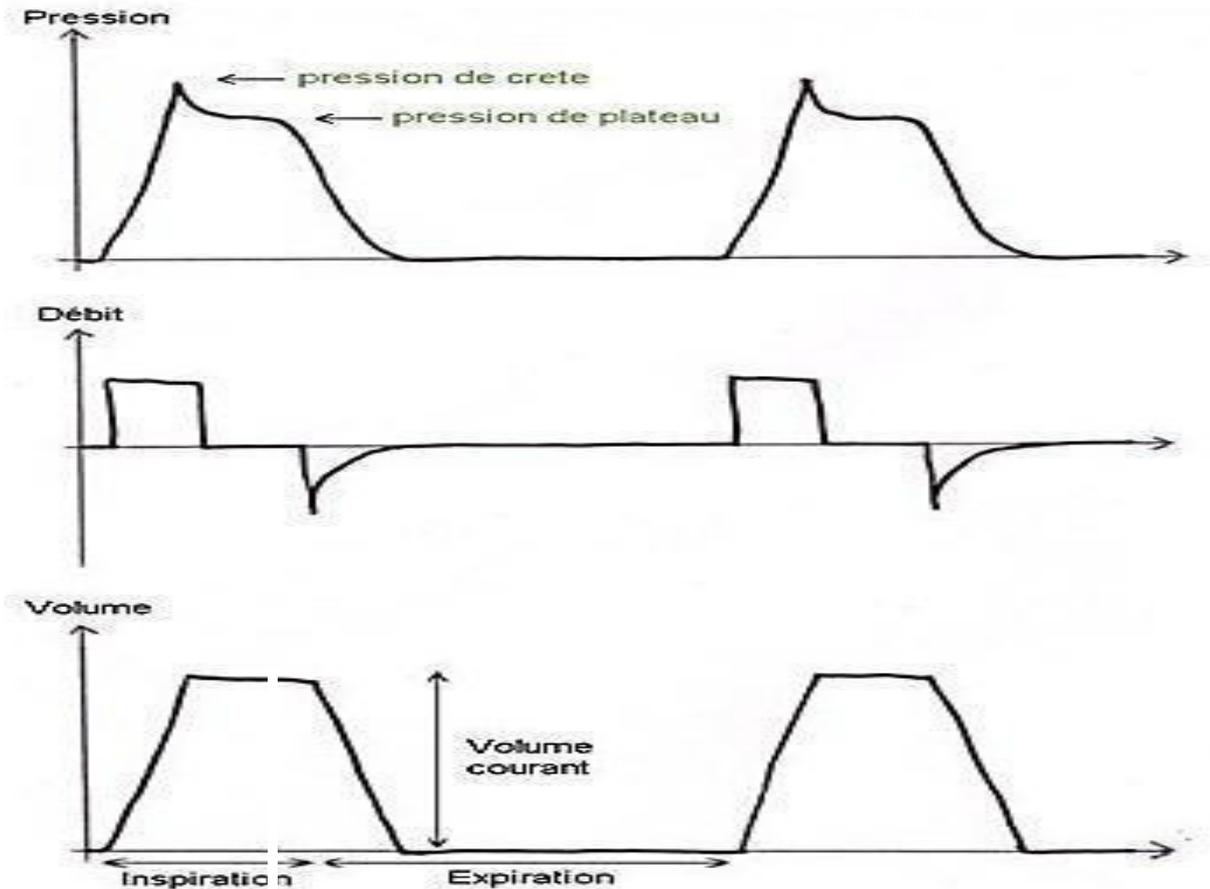


Figure II.6: La ventilation spontanée à aide inspiratoire [30]

### d. Le volume contrôlé VC

La ventilation en volume contrôlé (VC) est l'insufflation d'un volume courant pré réglé à une fréquence imposée, jusqu'à atteinte du volume fixé.

- Aucune participation du patient : le respirateur effectue l'intégralité du travail respiratoire sans tenir compte de l'activité respiratoire du patient.
- Les pressions provoquées par le volume courant peuvent varier, elles ne peuvent pas être contrôlées il faut donc les surveiller.



*Figure II.7 : présentation de la pression ; débit et le volume contrôlé.[30]*

#### **e. Le volume assisté contrôlé intermittent (VACI)**

La ventilation contrôlée intermittente assistée par volume (VACI) est basée sur l'insufflation d'un volume courant prédéfini à une fréquence d'application (VC), et le patient peut insérer des cycles spontanés (VS) entre les cycles d'application du ventilateur. Le ventilateur synchronisera son cycle mécanique avec la ventilation spontanée du patient.

En cas d'arrêt de la respiration ou d'effort inspiratoire insuffisant, le ventilateur déclenche un cycle contrôlé pour assurer une ventilation minimale.

- Participation partielle du patient : le patient pourra prendre autant de cycles spontanés qu'il aura d'appels inspiratoires. La fréquence peut augmenter en fonction des appels inspiratoire du patient.
- Les pressions provoquées par le volume courant peuvent varier, elles ne peuvent pas être contrôlées il faut donc les surveiller.

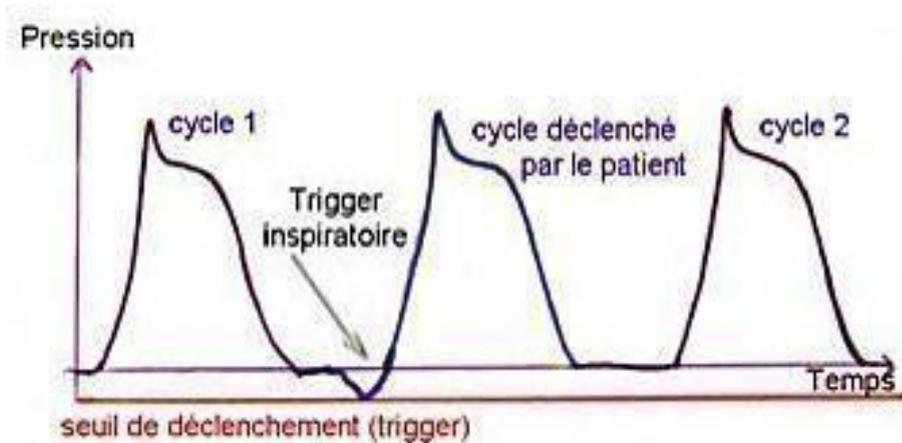


Figure II.8 : le volume assisté contrôlé intermittent [25]

### f. Le volume assisté contrôlé intermittent à aide inspiratoire (VACI-AI)

La ventilation en volume assisté contrôlé intermittente à aide inspiratoire (VACI) est l'insufflation d'un volume courant pré réglé à une fréquence imposée (VC), avec la possibilité pour le patient d'intercaler des cycles spontanés (VS) assistés par une pression d'aide inspiratoire (AI) entre les cycles imposés du respirateur. Le respirateur va synchroniser ses cycles mécaniques à la ventilation spontanée du patient.

En cas d'arrêt respiratoire ou d'un effort inspiratoire insuffisant, le respirateur initie des cycles contrôlés pour assurer une ventilation minimale.

- Participation partielle du patient : le patient pourra prendre autant de cycles spontanés qu'il aura d'appels inspiratoires. La fréquence peut augmenter en fonction des appels inspiratoire du patient.
- Les pressions provoquées par le volume courant peuvent varier, elles ne peuvent pas être contrôlées il faut donc les surveiller.

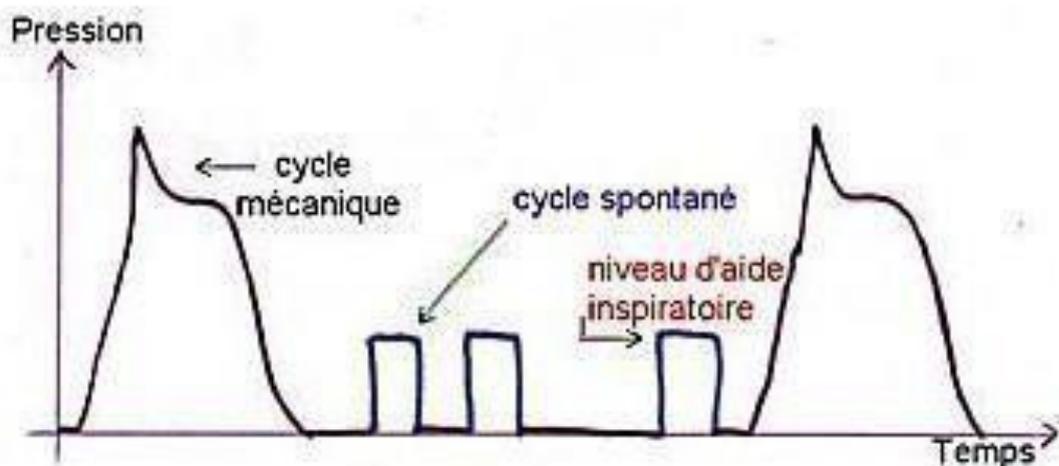


Figure II.9 : Le volume assisté contrôlé intermittent à aide inspiratoire.[25]

### g. Le volume contrôlé à régulation de pression (VCRP)

La ventilation contrôlée à régulation de pression (VCRP) est l'insufflation d'un volume courant pré-réglé, jusqu'à l'atteinte du volume fixé et à une fréquence imposée, avec une régulation du respirateur qui va adapter sa façon de délivrer les volumes afin que ceux-ci engendrent le moins de pression possible au niveau du poumon. Ce mode évite ainsi le barotraumatisme.

### h. La pression contrôlée (PC)

La ventilation en pression contrôlée (PC) est l'insufflation à une fréquence donnée, d'une pression pré-réglée jusqu'à l'atteinte de la pression fixée, avec maintien du niveau de pression jusqu'à la fin de l'insufflation.

- Aucune participation du patient : le respirateur effectue l'intégralité du travail respiratoire sans tenir compte de l'activité respiratoire du patient.
- Le volume créé par la différence de pression peut varier, elle ne peut pas être contrôlée, il faut donc la surveiller.

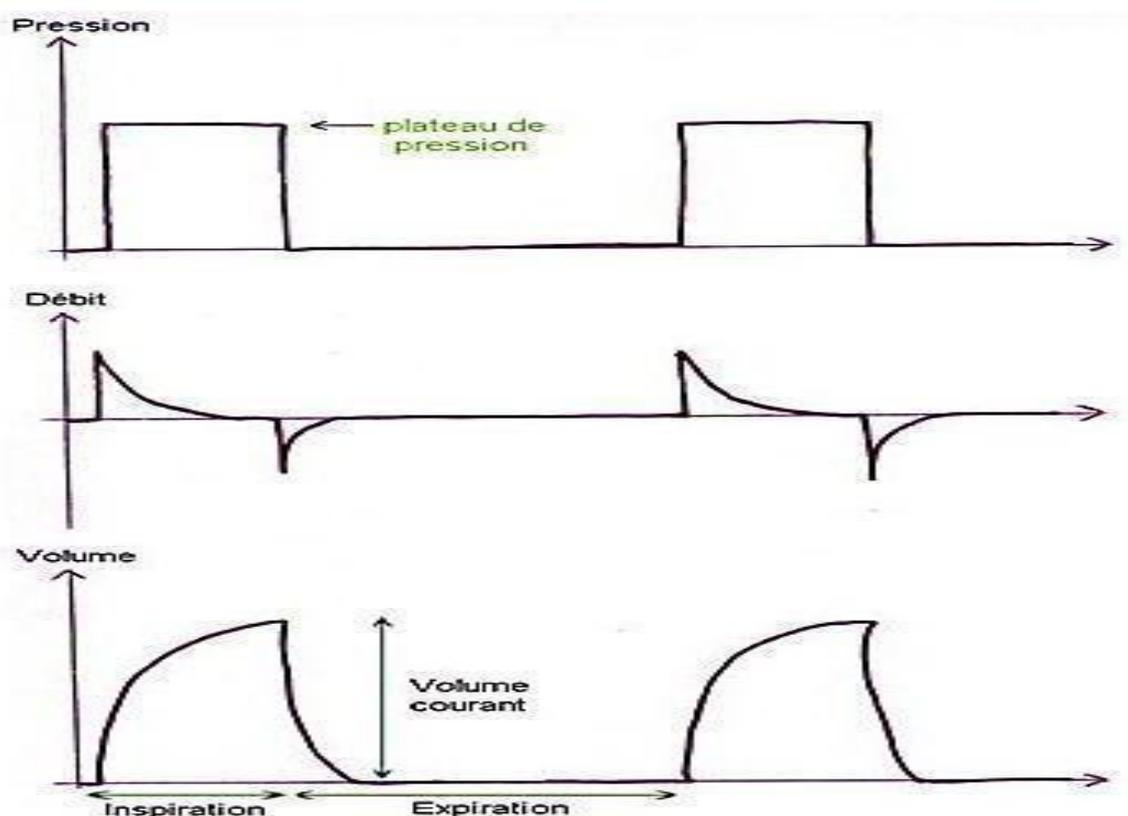


Figure II.10: présentation de débit, pression volume contrôlé.[30]

### i. La pression assistée contrôlée (PAC)

La ventilation en pression assistée contrôlée (PAC) est l'insufflation d'une pression régulée en

fonction d'un volume souhaité et calculer par le respirateur (VC), avec la possibilité pour le patient de déclencher des cycles respiratoires identiques à durée limitée par le respirateur.

- Participation partielle du patient : la fréquence peut augmenter en fonction des appels inspiratoire du patient.
- Le volume crée par la différence de pression peut varier, elle ne peut pas être contrôlé, il faut donc la surveiller.

### **j. La pression assistée contrôlée intermittente (PACI)**

La ventilation en pression assisté contrôlé intermittente (PACI) est l'insufflation d'une pression à une fréquence qui sont eux deux prédéterminées (PC) et synchronisées sur les inspirations du patient. Le patient a la possibilité d'intercaler des cycles Spontanés (VS) entre les cycles imposés du ventilateur.

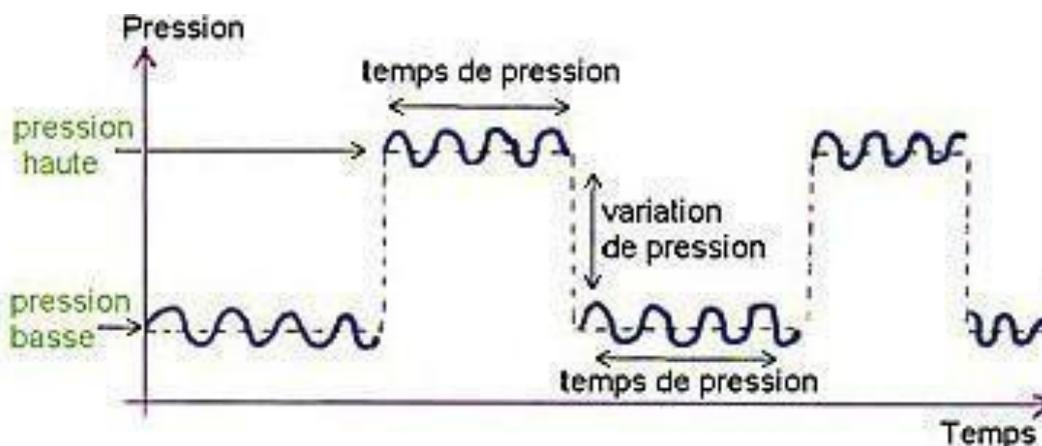
- Participation partielle du patient : le patient pourra prendre autant de cycles spontanés qu'il aura d'appels inspiratoires. La fréquence peut augmenter en fonction des appels inspiratoire du patient.
- Le volume crée par la différence de pression peut varier, elle ne peut pas être contrôlé, il faut donc la surveiller.

### **k. La ventilation en pression positive bi phasique (BIPAP)**

La ventilation en pression positive bi phasique (BIPAP : Bilevel Positive AirwayPressure) est l'association d'une ventilation spontanée (VS) et d'une pression expiratoire positive (PEP) avec variation de la pression positive : la pression est alternée, elle est à deux niveaux de pression : bi phasique.

- Le patient a la possibilité de ventiler spontanément, y compris pendant la durée du cycle machine.
- En l'absence d'une ventilation spontanée du patient, les réglages du respirateur correspondent à une ventilation en pression contrôlée classique.

La variation de pression et les cycles spontanés s'il y en a (efforts inspiratoires et débuts d'expirations) sont synchronisés grâce à des triggers inspiratoires et expiratoires.[24]



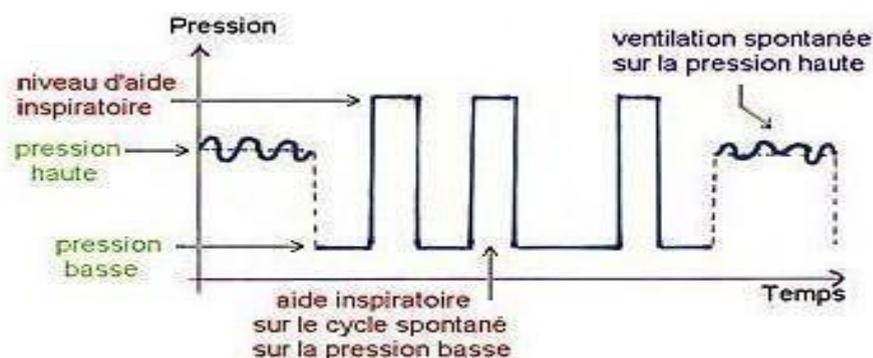
*Figure II.11:la ventilation en pression positive bi phasique.[25]*

## I. La ventilation en pression positive bi phasique assistée en pression (BIPAP-VACI ou BIPAP-AI)

La ventilation en pression positive bi phasique assistée en pression (BIPAP-VACI ou BIPAP-AI) est l'association d'une ventilation spontanée (VS) assisté en pression à l'aide d'une aide inspiratoire (AI) et d'une pression expiratoire positive (PEP) avec variation de la pression positive : la pression est alternée, elle est à deux niveaux de pression : bi phasique.

- Le patient a la possibilité de ventiler spontanément, y compris pendant la durée du cycle machine.
- En l'absence d'une ventilation spontanée du patient, les réglages du respirateur correspondent à une ventilation en pression contrôlée classique.

La variation de pression et les cycles spontanés s'il y en a (efforts inspiratoires et débuts d'expirations) sont synchronisés grâce à des triggers inspiratoires et expiratoires.[24]



*Figure II.12: la ventilation en pression positive bi phasique assistée en pression.[25]*

## II.8. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons donné un aperçu général de la ventilation artificielle et de ses modes ventilatoires. Ce chapitre a été conclu par présenter quelques modes de ventilation artificielle qui existent dans le marché avec ces avantages et ces inconvénients. L'objectif du chapitre suivant est de traiter une conception de notre mode choisi.

*Chapitre III :*  
*conception et*  
*réalisation*  
*des*  
*maquettes*

### III.1. Introduction

Notre démarche de conception a pour objectif de mettre en œuvre une solution de dernier recours aux médecins dans le cas où on fera face à un pic épidémique rendant le nombre de lits de réanimation insuffisant pour prendre en charge tous les patients. Cet appareil ne peut être utilisé dans une situation normale. En fait, l'idée de réaliser un prototype de respirateur artificiel a été discutée initialement au sein de l'entreprise **DS design**. Par la suite les choses ont évolué dans le cadre de notre projet de fin d'études.

L'étude s'est en fait basée sur les Ventilateurs open source diffusés sur le net et a tenu compte des moyens disponibles au niveau de l'entreprise **DS design** qui a déjà réalisé un prototype de respirateur artificiel.

### III.2. Présentation de l'entreprise DS design

**DS design** est une petite entreprise algérienne activant dans le domaine de la sous-traitance industrielle. Spécialisée, principalement, dans la découpe numérique de métaux avec le procédé de découpage au jet d'eau.

La polyvalence du procédé de découpage offre un énorme avantage à DS design, étant capable d'usiner tous types de matériaux. En effet, on est en mesure de découper tous les métaux ferreux et non ferreux, les plastiques, les matériaux composites mono ou multicouches (laminés à froid ou à chaud), pierres naturelles, caoutchoucs, cartons etc.

L'entreprise **DS design** est très polyvalente, elle s'occupe de la réalisation de pièces très différentes, allant de pièces spécifiques destinées au secteur de l'aéronautique à des objets de design avec des matériaux innovants (solide surface, matériaux composites, etc.) en passant par des pièces de tôlerie, pièces mécaniques pour la production d'équipements ou la maintenance dans le secteur agroalimentaire ou pharmaceutique ou encore des pièces décoratives en marbre pour le secteur du bâtiment.

**DS design** a été fondée en 2012 via le dispositif ANSEJ, mais elle ne commence vraiment son activité qu'en 2016. Au début, l'activité de **DS design** se limitait à la fabrication de pièces mécaniques en acier pour le secteur de la maintenance. Rapidement, en deux ans, elle s'élargit à la réalisation de pièces de tôlerie et d'autres pièces en acier inoxydable entrant dans la fabrication d'équipements dans le secteur de l'agroalimentaire et transformation de produits agricoles. Depuis, DS design continue à élargir l'éventail de types de pièces réalisées et matériaux utilisés et de ce fait à s'introduire dans différents domaines d'activité.

## Chapitre III : conception et réalisation des maquettes

Malgré un ralentissement de l'activité à cause des crises COVID19 et celles liées à la situation mondiale, **DS design** a déjà entamé des démarches pour le financement d'autres équipements via l'ANADE ex ANSEJ pour réaliser son plan de développement échelonné sur plusieurs années.

En plus de ce plan de développement dans son activité actuelle, **DS design** ambitionne à diversifier son activité en lançant ses propres marques en devenant fabricant de produits finis. Ces activités de fabrication sont envisagées pour le courant de l'année 2023, après réception des nouveaux équipements.

En plus des machines de découpe, l'entreprise DS design est équipée actuellement de : plusieurs postes à souder, de perceuses et de différents matériels de bricole. La figure III.1 illustre la machine EC JET de découpe jet d'eau disponible au niveau de l'entreprise qu'on utilisera pour découper quelques pièces pour notre prototype.



**Figure III.1. La machine EC JET de découpe jet d'eau**

Il y a lieu de rappeler que le découpage au jet d'eau est un procédé de fabrication qui utilise un jet d'eau hyperbare. Pour découper la matière (mousse, cuir, matériaux métalliques, pierres, matériaux composites, produits agroalimentaires, etc.) [31]. L'eau, ou plus exactement le fluide, peut contenir des additifs, notamment pour faciliter la coupe du matériau. La découpe au jet d'eau additionnée d'abrasif (type grenat), d'une granulométrie de 80 mesh dans le standard, permet la découpe de métaux, pierres, marbres, ... dans des épaisseurs allant jusqu'à 600 millimètres [31].

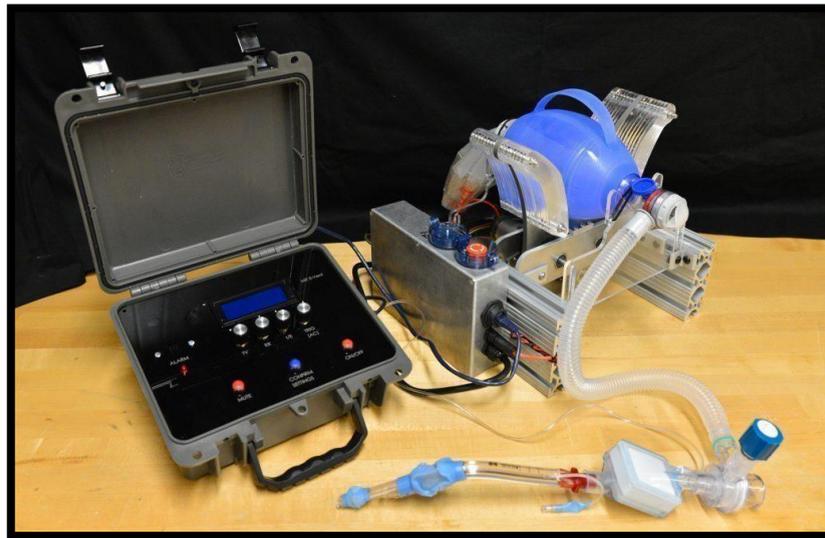
### III.3. Ventilateurs open source

Un ventilateur open source est un ventilateur destiné à être utilisé en cas de catastrophe, dans la situation où les moyens classiques sont insuffisants ou inaccessibles. Ce type de ventilateur est fabriqué sur la base d'une conception sous licence libre et, idéalement, de composants et de pièces librement disponibles. Les conceptions, les composants et les pièces peuvent aller de la rétro-

ingénierie complète à des créations entièrement nouvelles, les composants peuvent être des adaptations de divers produits existants et peu coûteux, et des pièces spéciales difficiles à trouver et/ou coûteuses et qui peuvent être imprimées en 3D au lieu d'être achetées [32].

### III.3.1. Modèles existants des Ventilateurs open sources

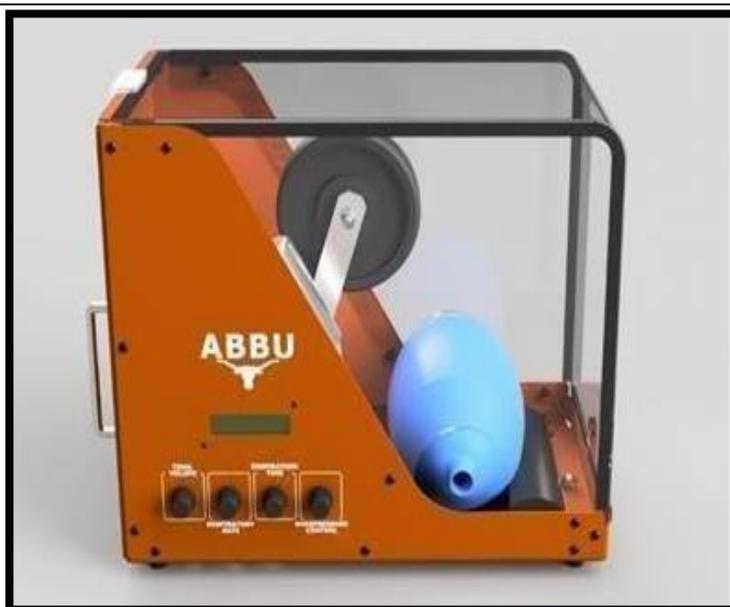
Tant d'ingénieurs enthousiastes qui veulent aider, offrent bénévolement leur expertise pour développer un ventilateur à faible coût que n'importe quelle usine de fabrication pourrait s'adapter à sa construction. Les figures III.2-6 illustrent quelques Projets de respirateurs qui ont vu le jour durant l'épidémie du COVID19.



*Figure III.2 : Ventilateur d'urgence du MIT Version 3 avec boîtier de commande dans sa configuration complète [33].*

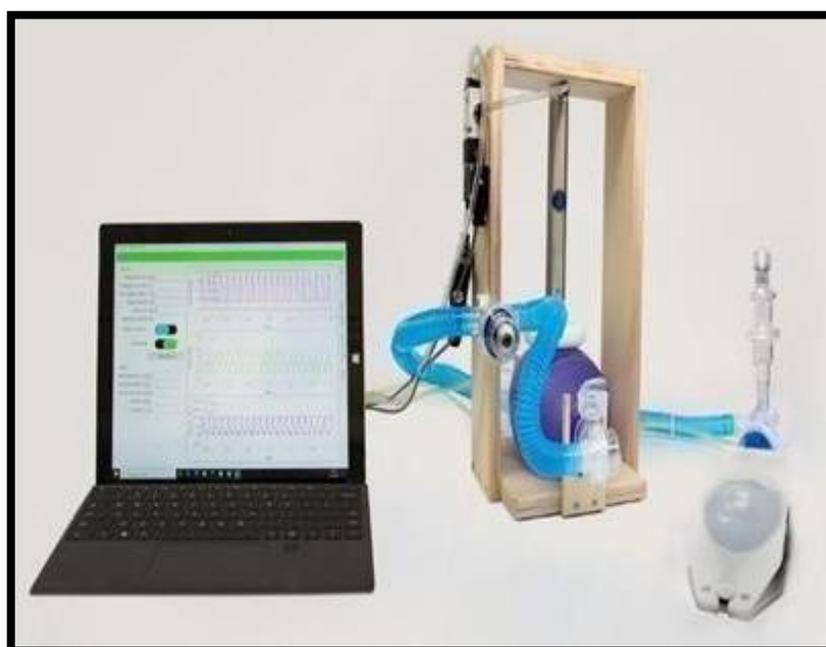


*Figure III.3 : Oxygène-IP modèle espagnole [34]*



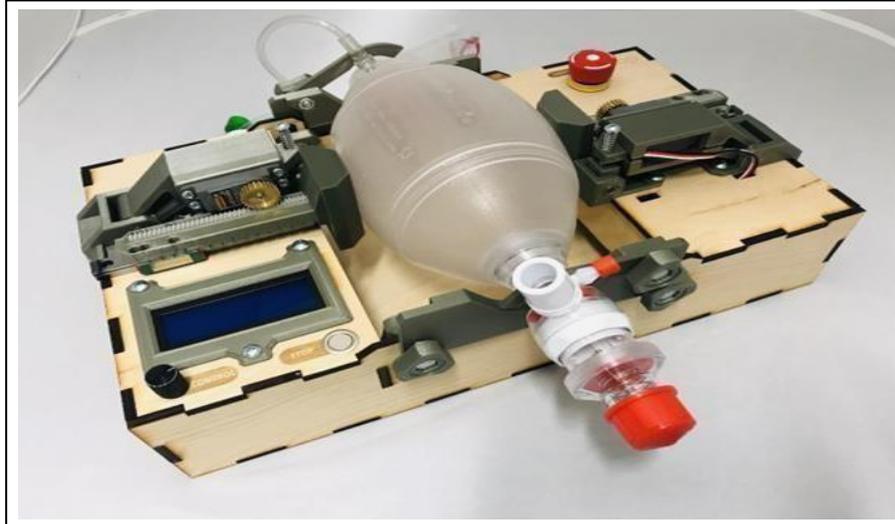
**Figure III.4 : Automated Bag Breathing Unit (ABBU)**

*Appareil Proposée par des chercheurs de l'Université du Texas à Austin [35]*

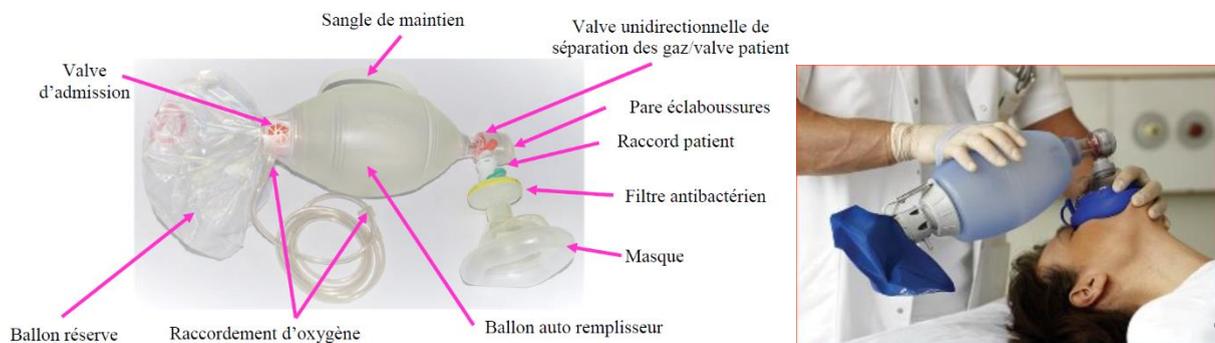


**Figure III.5 : Prototype proposée par Des chercheurs du Laboratoire national desaccélérateurs SLAC Département de l'énergie STANFORD.[36]**

L'idée de base de tous ces appareils est l'automatisation de l'utilisation d'un insufflateur manuel (Fig. III.7), également connu sous le sigle BAVU (Ballon Auto remplisseur à Valve Unidirectionnelle). Un BAVU est un instrument paramédical conçu pour suppléer à la respiration d'un patient en arrêt respiratoire. Le ballon est conçu d'une manière à ce qu'il tend à reprendre sa forme (à se regonfler) et le système de valves unidirectionnelles permettent de fournir une ventilation sans apport de gaz comprimé. Le BAVU est de préférence raccordé à une source d'oxygène médical. Un accumulateur qui se remplit pendant la vidange du ballon (insufflation) permet de fournir 100 % d'oxygène même avec une ventilation rapide.



**Figure III.6 : Apollo BVM – ventilateur d'urgence**  
*Prototype proposé par l'université de Rice [37]*



**Figure III.7. Ballon Auto-remplisseur à Valve Unidirectionnelle**

Le BAVU doit être à portée de main dans tout service d'urgence, tout service hospitalier et toute ambulance. On peut l'utiliser avant ou après l'intubation en attente d'un respirateur mécanique. On peut l'utiliser dans l'arrêt cardiorespiratoire en attente d'une équipe de réanimation. Le BAVU comprend en général :

- Un masque étanche, de taille différente selon le patient,
- Une valve unidirectionnelle qui permet de séparer l'air inspiré (oxygène) de l'air expiré (CO<sub>2</sub>).
- Un ballon réservoir qui permet d'augmenter la concentration d'oxygène jusqu'à 100 %.
- Un filtre échangeur de chaleur et d'humidité (optionnel) qui permet de chauffer et humidifier l'oxygène. C'est aussi un antibactérien.

Pour l'utiliser il faut 2 mains : **La gauche** applique le masque sur la bouche et le nez en gardant une bonne étanchéité, **La droite** tient le ballon et exerce une pression avec les 4 doigts pour pousser l'air (faire pression avec le pouce est une erreur).

Les différents prototypes proposés visent l'automatisation de l'action de la main droite car l'action de la main gauche peut être substituée par un système de fixation approprié.

### III.4. Problématique et cahier de charges

Les respirateurs artificiels modernes offrent des fonctionnalités complexes pour répondre à tous les cas et tous les besoins en ventilation pour assister ou suppléer la respiration naturelle. Ainsi, ils offrent plusieurs modes respiratoires avec possibilité de régler plusieurs paramètres afin de permettre aux médecins de s'adapter aux patients quels que soient leurs pathologies ou états cliniques.

Dans le cadre de notre projet, Nous adopterons la même idée d'automatisation d'un BAVU. Nous nous limiterons au mode respiratoire VC (Volume Contrôlé) dont le principe est le réglage en premier lieu du Volume  $V_t$  selon une fonction contrainte bien déterminée, ou les rapports IE et  $FiO_2$  sont fixés.

Le travail demandé est de proposer un appareil facile à produire avec des composants faciles à trouver sur le marché local. Le but est donc de réaliser un produit non pas optimal mais plutôt fonctionnel et qui soit facilement reproductible. Nous nous appuyons sur une solution open source que nous allons adapter selon les contraintes de disponibilité. Notons que l'entreprise DS Design a eu une expérience antérieure dans ce domaine.

### III.5. Analyse de la solution réalisée initialement par DS Design

Dans un contexte de solidarité nationale et au début de la crise du Covid19, plusieurs entreprises et associations scientifiques ont cherché à développer ou reproduire des ventilateurs sur la base de modèles ou prototypes existants. DS design a choisi de reproduire le modèle espagnol de l'université de Barcelone l'**Oxygène-IP** (Fig. III.8). La disponibilité de la machine water jet au niveau de l'entreprise lui a facilité la réalisation des pièces mécaniques tout particulièrement la réalisation des cames (Figure III.9), pièces maîtresses de l'appareil.

La simplicité de la partie électrique du modèle l'**Oxygène-IP** est remarquable, parce que c'est un produit basé sur l'utilisation de cames pour le changement de volume d'air. L'utilisation d'un BAVU (ballon respiratoire) qui est un équipement médical performant muni de valve unidirectionnelle très répandu dans les hôpitaux et sur le marché.



*Figure III.8 : vue globale de l'appareil Oxygène IP réalisé par DS design*



*Figure III.9 : Les cames utilisées dans l'appareil Oxygéné IP réalisé par DS design*

Malgré la facilité de mise en œuvre de l'Oxygène-IP et sa simplicité, il a été observé les lacunes suivantes :

a) **Variabilités et paramétrage du  $V_t$**  : Le réglage de ce paramètre  $V_t$  est fait mécaniquement. Le mécanisme à base de cames nous oblige à changer manuellement la came à chaque changement du volume  $V_t$ . Ceci nécessite un laps de temps où l'appareil est à l'arrêt alors que le patient est déjà en détresse respiratoire. Pour chaque valeur du volume  $V_t$  à paramétrer une came correspondante doit être fabriquée et rangée à proximité.

b) **Affichage et alarmes** : Pour permettre au médecin d'effectuer la surveillance de l'état du patient, il est nécessaire d'afficher un certain nombre de paramètres de manière continue. Une alarme ou des alarmes doivent être prévues pour alerter lors de la survenue d'événement critiques dangereux pour le patient. Malheureusement, l'oxygène IP ne dispose d'aucune alarme.

Après avoir reproduit l'Oxygène-IP, l'entreprise **DS design** a décidé de se lancer dans une nouvelle aventure, celle de trouver une solution plus simple, pas forcément optimale, mais qui répond aux principales exigences demandées par les médecins. C'est là qu'intervient notre étude. Dans cette deuxième partie, nous allons essayer d'analyser la problématique et de proposer de meilleures solutions.

### **III.6. Analyse fonctionnelle d'un respirateur artificiel**

L'analyse fonctionnelle externe, décrit le point de vue de l'utilisateur et ne s'intéresse au produit qu'en tant que "boîte noire" capable de satisfaire son besoin en fournissant des services dans son environnement. Par ailleurs, le besoin est une nécessité ou un désir éprouvé par un utilisateur. Il permet de justifier l'existence d'un produit. Nous allons effectuer cette analyse fonctionnelle à travers la méthode **QOOQCP**, le diagramme bête à cornes et le Diagramme Pieuvre.

## Chapitre III : conception et réalisation des maquettes

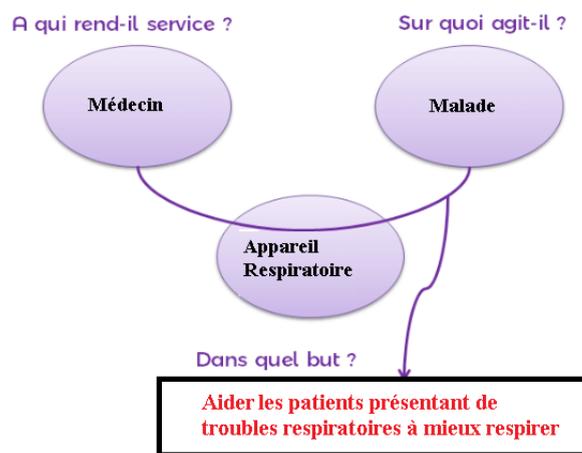
La méthode QQQQCP permet de mener une analyse fine de la situation. Et ce d'une manière constructive, basée sur un questionnement systématique de façon à tourner le problème dans tous les sens, le décomposer dans toutes ses dimensions, décaler les regards et ouvrir le champ des possibles en matière de solution.[38] L'application de la méthode QQQQCP pour notre projet nous mène au Tableau III.1.

**Tableau III .1 : QQQQCP du projet**

<b>Qui ?</b> Qui est concerné par le problème ?	Patient aux troubles respiratoires
<b>Quoi ?</b> De quoi s'agit-il ?	Appareil respiratoire
<b>Où ?</b> Où apparait le problème ?	Hôpitaux
<b>Quand ?</b> Quand cela apparait-il ?	Pic épidémique
<b>Comment ?</b> Comment on se rend compte du problème ?	Surcharge du système hospitalier
<b>Pourquoi ?</b> Pourquoi résoudre ce problème ?	Sauver des vies (sauver le patient)

Par ailleurs, afin de formaliser notre besoin, nous allons utiliser le diagramme bête à cornes (Fig. III.10). C'est un outil graphique d'analyse du besoin qui permet de poser et de répondre à trois questions [39] :

- A qui ou quoi le produit rend-il service ? aux médecins
- Sur qui ou quoi agit-il ? sur des patients
- Dans quel but ? aider les patients présentant des troubles respiratoires à mieux respirer.



**Figure III.10 : Diagramme bête à cornes du respiratoire**

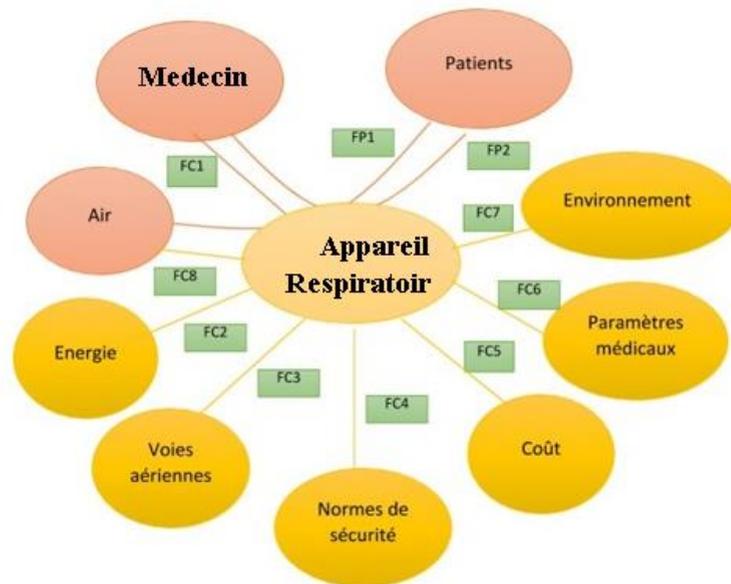
Nous allons maintenant établir le diagramme Pieuvre, c'est le diagramme des interacteurs qui permet de définir les relations entre le système étudié et son environnement, ces relations sont

en fait les fonctions de service [39].

Les éléments de l'environnement d'un produit sont appelés Éléments du Milieu Extérieur (E.M.E.). Les E.M.E. représentent tous les éléments extérieurs au produit ayant à un moment ou un autre de la vie du produit (utilisation, rangement, entretien) une interaction ou une adaptation avec celui-ci. Les fonctions de service sont les services qui doivent être rendus par le produit pour satisfaire le besoin du client. Les fonctions de service se décomposent en deux catégories :

- **Fonction principale (FP)** Une fonction principale est une fonction de service qui assure la prestation du service rendu. Une fonction principale traduit l'interaction de plusieurs E.M.E. avec le produit.
- **Fonction contrainte (FC)** Une fonction contrainte est une fonction de service qui oriente (qui limite) la liberté de choix du concepteur. Une fonction contrainte traduit une adaptation du produit à un E.M.E.

Le diagramme pieuvre de notre appareil respiratoire est comme indiqué sur la figure III.11.



**Figure III.11 : diagrammes des interacteurs**

- FP1 : Maintenir l'oxygénation du patient de manière automatique
- FP2 : Permettre au patient de respirer de l'air de bonne qualité
- FC1 : Protéger le clinicien (médecin) contre les expirations des patients
- FC2 : S'adapter à l'alimentation électrique
- FC3 : Tenir compte de la pression des voies aériennes
- FC4 : Permettre une dérogation manuelle par le clinicien en cas de panne
- FC5 : Avoir un prix abordable
- FC6 : Contrôler les paramètres médicaux vitaux
- FC7 : S'adapter à l'environnement médical
- FC8 : Permettre la ventilation sur l'air ambiant

### III.7. Conception et réalisation des maquettes

Après avoir analysé la problématique, dans cette partie nous allons présenter les trois différents mécanismes de base que nous avons testés et proposés initialement à l'entreprise. Ils ont été conçus à l'aide de SolidWorks puis matérialisés sous forme de maquettes manuelles. Ces maquettes sont, en grande partie, à base d'objets simples achetés dans les quincailleries, principalement la visserie et boulonnerie, les corps massifs ont été fabriqués en bois avec l'aide d'un menuisier en suivant nos plans. Ces prototypes manuels nous ont permis d'apprécier réellement la faisabilité de chaque idée.

Dans tous nos maquettes (figures III.11-13) le poignet est l'équivalent d'un moteur rotatif. Aussi, on a deux mors en bois pour exercer une pression sur le ballon : pour les deux premières maquettes l'un des mors est fixe et l'autre est mobile, pour la troisième maquette les deux mors sont mobiles. Par ailleurs, on a adopté pour les trois maquettes un guidage linéaire qui peut être réalisé en utilisant différentes solutions technologiques (vis à billes, vis-écrou, ...). Les guidages linéaires se composent essentiellement d'un chariot de guidage, d'un rail, et de corps roulants qui se déplacent sur les pistes de roulement du chariot et du rail.

L'idéal est d'utiliser les vis à billes car la présence des billes ou les patins à billes, ce qui permet de diminuer fortement le frottement qu'on rencontre dans le système vis-écrou ordinaire. En effet, les vis à billes s'imposent donc dans les cas [40] :

- De transmission de puissance
- De mouvements de précision, le remplacement du frottement par le roulement amenant la quasi-disparition de l'usure des surfaces, et donc des jeux (mécanique).
- Quand on recherche une réversibilité de la conversion rotation / translation

Les figures III.11--13 illustrent les maquettes conçues dans SolidWorks et réalisées.

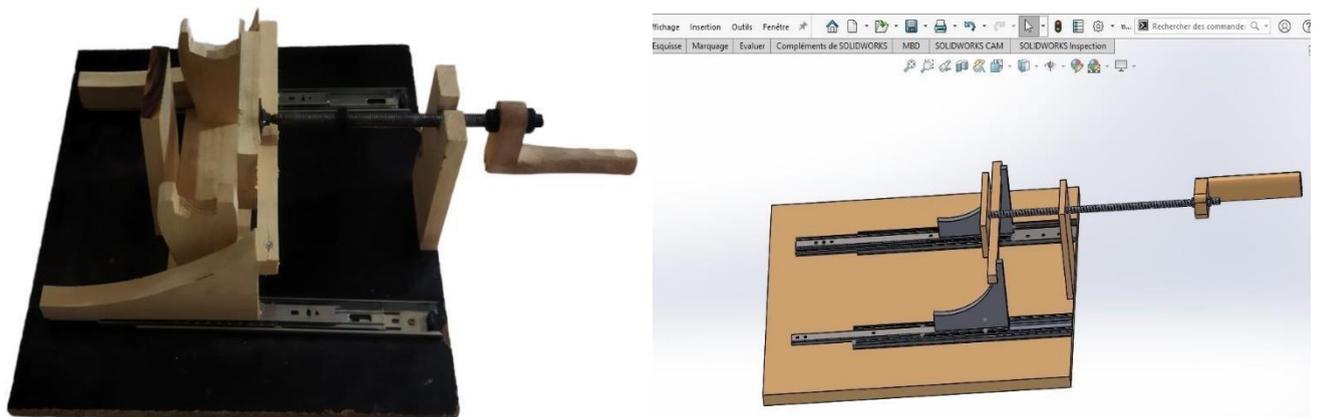
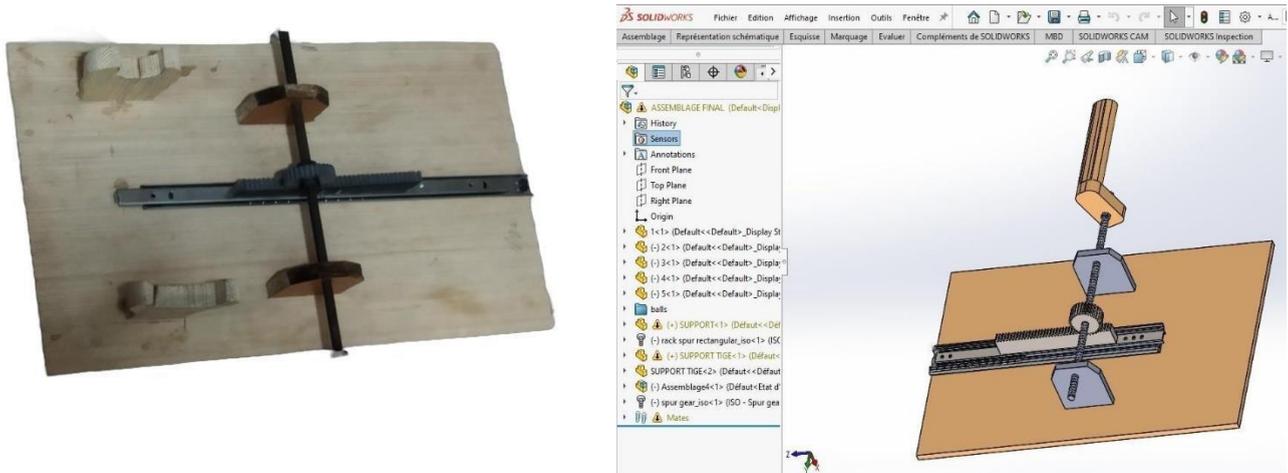


Figure III.12 : Maquette01 : Modèle CAO et réalisation

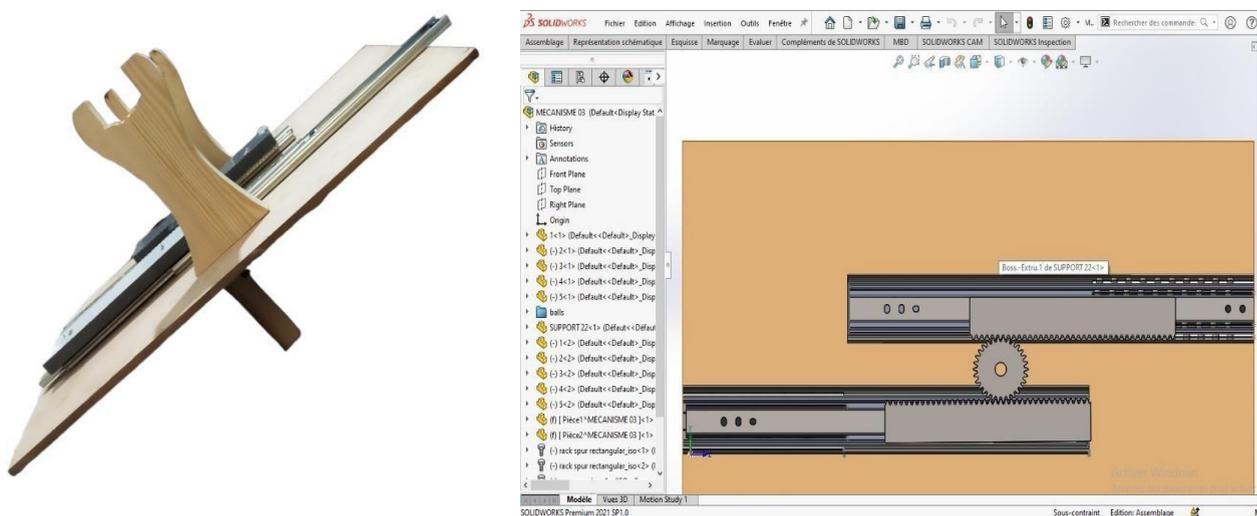
## Chapitre III : conception et réalisation des maquettes

Afin réduire les coûts de la fabrication des maquettes, nous avons fait le choix d'utiliser dans un premier temps des systèmes de glissière de menuiserie pas chers et disponibles sur le marché. En outre, la fabrication des pièces avec du bois est moins couteuse que l'usinage et la fabrication industrielle, en plus elle est plus rapide.



**Figure III.13 : Maquette 02: Modèle CAO et réalisation**

**La Maquette 03 se base sur un** système à pignon et crémaillère qui transforme le mouvement de rotation du pignon en un mouvement de translation de la crémaillère ou vice versa [41]. Ce système comprend une roue dentée qu'on appelle « pignon » et une tige dentée qu'on appelle « crémaillère ». Les pignons et crémaillères assurant la transmission ont été usinés à l'aide machine jet d'eau en PVC dur selon notre conception.



**Figure III.14 : Maquette 03, Modèle CAO et réalisation**

### **III.8. Conclusion**

Dans ce chapitre, nous avons d'abord présenté l'entreprise DS design au niveau de laquelle nous avons défini le cahier de charges de notre projet et effectué notre stage pratique. Par la suite, nous avons passé en revue quelques modèles d'appareils d'assistance respiratoire Open source développée à l'étranger durant la pandémie du Covid. L'analyse de ces modèles ainsi que celui développé au niveau de l'entreprise DS design nous permis de réaliser une bonne analyse fonctionnelle qui nous a permis de mettre en œuvre trois maquettes de démonstration de principe.

Après avoir discuté avec les responsables de l'entreprise DS design et sur la base de l'ensemble des idées proposées, on a décidé que le prototype retenu sera celui de la maquette 03 qui sera amélioré et modifié afin de répondre d'avantage au cahier de charges initial. C'est dans le prochain chapitre qu'on va développer le modèle final.

*Chapitre IV :*  
*conception et*  
*réalisation*  
*d'un prototype*

### IV.1. Introduction

Dans ce chapitre, nous allons détailler la démarche suivie pour mettre en œuvre le prototype final du ventilateur en se basant sur les résultats du chapitre précédent, et sur le cahier des charges final défini par l'entreprise DS design concernant la suite du projet. Pour cela, des calculs importants de dimensionnement sont réalisées pour déduire particulièrement la puissance maximale requise par le moteur utilisé pour comprimer le ballon du BAVU. Par la suite, les différentes solutions technologiques adoptées seront présentées.

### IV.2 Principales exigences du ventilateur

La conception mécanique du ventilateur doit répondre aux spécifications décrites par les paramètres fondamentaux de la ventilation. On doit sécuriser le sac, le saisir et le presser doucement des deux côtés pour réduire le risque de l'usure du matériau. Les mors des pinces doivent être lisses et formées pour maximiser l'air expulsé sans endommager le sac. En outre, le sac doit être soutenu avec souplesse pour permettre le mouvement pendant le fonctionnement.

La conception finale doit assurer un fonctionnement à sécurité intégrée. Cela veut dire que si la machine tombe en panne, un clinicien doit être en mesure de l'arrêter immédiatement, d'ouvrir l'appareil manuellement, de retirer le sac et de passer à l'ensachage manuel. En outre, on doit éviter la complexité, autonomiser et aider les autres à fabriquer facilement ce prototype. Ainsi, le cahier de charges comporte deux fonctions principales à réaliser et à respecter.

- Paramétrage Facile du ventilateur
- Présence d'un système d'alarmes adapté

Le paramétrage du ventilateur doit permettre le **réglage de FC**. La valeur **FC** correspond dans notre cas au nombre de tours par minute du moteur, La valeur est normalement comprise entre **8** et **30tr/mn**. Le moteur doit être choisi convenablement et Il faut en conséquence identifier les composants nécessaires pour contrôler sa vitesse de rotation. Les moyens qui peuvent être adoptés pour régler le comportement du moteur sont :

- 1- Un Bouton +/- pour incrémenter ou décrémenter un nombre. Valeur d'incrément « 1 ».
- 2- Molette à faire tourner pour choisir différentes positions

Par ailleurs, il faut réaliser le programme qui permet de faire correspondre les consignes du médecin au nombre de **tr/mn** de l'axe moteur. Pour cela, il faut assurer la saisie du paramètre **Vt**, ses valeurs admissibles sont comprises entre 200 et 800. En fonction des moyens disponibles, la saisie et le control de **Vt** est faite grâce à :

- a. Petit clavier pour la saisie
- b. Bouton +/- pour incrémenter ou décrémenter d'un pas de « 50 »
- c. Molette à tourner pour choisir différentes positions

En ce qui concerne le système d'alarmes, il concerne

- L'alarme pression plateau
- L'alarme volume expiré

En effet, une alarme doit être prévue quand la pression de plateau mesurée juste avant la phase expiratoire dépasse les **30cmH<sub>2</sub>O** (29,42 millibars). Pour cela, il faut

- a. Identifier le bon capteur à utiliser
- b. Programmer le déclenchement de l'alarme
- c. Opter pour une alarme sonore.

En ce qui concerne l'alarme volume expiré, cette alarme est prévue si le volume expiré est inférieur au volume inspiré saisi(entré) par le médecin. Pour cela, il faut :

- a. Identifier le type d'instrument de mesure à utiliser (débitmètre par exemple)
- b. Réaliser le programme de calcul pour déduire le volume d'après la donnée mesurée
- c. Programmer l'alarme
- d. Opter pour une alarme sonore

Lors de l'exploitation du système, un affichage est nécessaire pour permettre au médecin d'effectuer la surveillance de l'état du patient, il est nécessaire d'afficher un certain nombre de paramètres de manière continue, à savoir les paramètres : Vt, FC, Pression de plateau. Pour assurer cette fonction, il faudrait utiliser un type d'écran particulier.

### IV.3 Calcul de puissance

Dans cette partie, on va fournir une estimation de la puissance maximale requise par le moteur utilisé pour comprimer le ballon. De nombreux modèles circulant sur Internet sous-estiment considérablement les pressions nécessaires pour gonfler les poumons d'un sujet. Il y a une raison pour cela, c'est le fait que le diaphragme est un gros muscle. Cependant, ajouter plus de puissance sans grand soin est tout aussi dangereux. De plus, les patients atteints de par le COVID-19 peuvent nécessiter des profils de mouvement plus agressifs, c'est-à-dire des respirations courtes et rapides et des temps d'expiration plus longs. Plus précisément, les cliniciens signalent des rapports I : E de 1 :4 chez les patients COVID-19. (Nos estimations utilisent 1 :4.)

### IV.3.1 Puissance théorique requise

Indépendamment de la conception mécanique retenue, la puissance de sortie requise peut être calculée à partir des valeurs les plus défavorables des variables suivantes [42] :

- Pression maximale au niveau des voies respiratoires :  $P_{\text{airway,max}} = 40 \text{ cm H}_2\text{O}$
- Fréquence respiratoire maximale :  $RR_{\text{max}} = 40 \text{ bpm}$
- Rapport inspiration/expiration minimum de 1 : 4 :  $\text{rapport IE, min} = 4$
- Volume de sortie maximal :  $V_{\text{max}} = 800 \text{ cm}^3$

Autrement dit, dans le pire des cas, l'appareil doit comprimer de l'air à une pression de

$$40 \text{ cmH}_2\text{O, en } 0,3 \text{ seconde } (t_{\text{inspiration}} = 60 \text{ sec} / RR_{\text{max}} / (1 + \text{rapport IE, min})).$$

Le débit volumétrique nécessaire dans le scénario le plus défavorable (crête) est alors :

$$Q_{\text{voie respiratoire}} = V_{\text{max}} / t_{\text{inspiration}} = 0,0027 \text{ m}^3/\text{s}$$

La puissance de sortie (sous forme de débit volumique sous pression dans les voies respiratoires) est :

$$\text{Puissance des voies respiratoires} = P_{\text{voies respiratoires, max}} Q_{\text{voies respiratoires}} = 10,46$$

Cependant, une partie de la puissance utilisée pour presser la poche est perdue (déformation de la poche, frottement, etc.) et estimons que 50% est convertie en débit volumique sous pression. Compte tenu de ce rendement, la puissance nécessaire au préhenseur est de :

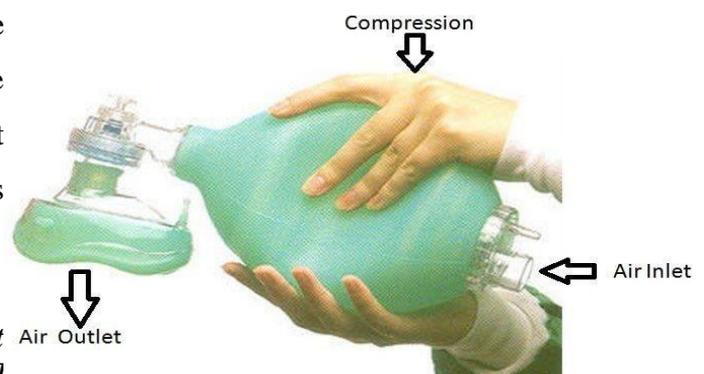
$$\text{Puissance de la pince} = 2 \text{ Puissance des voies respiratoires} = 20,92 \text{ W}$$

La puissance réelle nécessaire du moteur sera plus élevée, ce qui dépend des conceptions mécaniques et électriques. En supposant que la moitié de la puissance de sortie du moteur est perdue en raison d'inefficacités mécaniques et électriques (engrenages, dissipation thermique, etc.), la puissance de sortie requise du moteur est donnée par :

$$\text{Puissance moteur} = 2 \text{ Puissance pince} = 41,84 \text{ W}$$

### IV.3.2 Estimation pratique de la Puissance requise pour la compression

Il s'agit d'une approche alternative au calcul de la puissance. Pour faciliter les calculs, on va se limiter à un système à deux mors qui doit simuler le comportement de deux mains comme illustré par la figure IV.1.



**Figure IV.1 : Fonctionnement manuel du système de sacs Ambu.[43]**

C'est une approche plus directe mais qui nécessite l'estimation de

- Zone de contact doigt-sac
- Longueur du bras du levier de doigt
- Angle de balayage

Pour notre prototype particulier, nous avons :

- Surface de contact max. doigt-sac :  $Un_{\text{sac}} = 90 \text{ mm} \times 115 \text{ mm}$
- Longueur du bras du levier de doigt :  $l_{\text{doigt}} = 12 \text{ cm}$
- Angle de balayage :  $\alpha = 30^\circ$

La force maximale du sac sur un doigt (lorsqu'il est complètement pressé) est, en utilisant la même efficacité de transmission de pression de 50 % qu'auparavant :

$$F_{\text{doigt}} = 2 A_{\text{sac}} P_{\text{voies respiratoires, max}} = 81,199 \text{ N}$$

Le couple maximum nécessaire sur chaque doigt est alors de :

$$\Gamma_{\text{doigt}} = F_{\text{doigt}} l_{\text{doigt}} = 9,74 \text{ Nm}$$

Nous pouvons maintenant calculer la puissance requise pour la pince à deux doigts en utilisant la vitesse angulaire de balayage (en 0,3 seconde) :

$$P_{\text{pince}} = 2 \times \Gamma_{\text{doigt}} \omega_{\text{doigt}} = 34,01 \text{ W}$$

La puissance totale du moteur (en supposant un seul moteur) en appliquant en plus le même rendement de 50 % du moteur et de la boîte de vitesses, nous obtenons :

$$P_{\text{moteur}} = 2 \times P_{\text{pince}} = 68,03 \text{ W} \sim 70 \text{ W}.$$

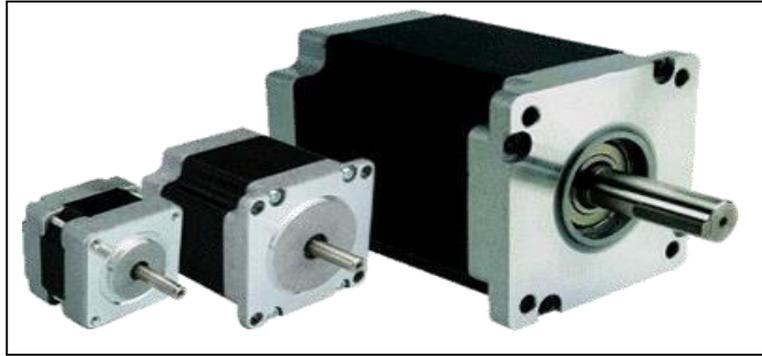
### IV.3.3 Puissance du moteur

La puissance minimale du moteur est d'environ 70 W. Par conséquent, une alimentation à 12V doit être spécifiée avec un minimum de 5,8 (~6 A). En outre, Il est indispensable de consulter les courbes de puissance du moteur et d'appliquer un coefficient de sécurité.

## IV.4 Partie électrique

### IV.4.1 Sélection du moteur

Les moteurs pas à pas sont les mieux adaptés au contrôle de mouvement de précision où le profil de mouvement peut être bien défini, la charge est constante et les perturbations sont limitées. Le contrôle de mouvement industriel et les imprimantes 3D en sont de bons exemples [44]. Il existe trois types de moteurs : à aimant permanent, à résistance variable et hybride



**Figure IV.2 : Moteur pas à pas [45]**

Parmi les principaux avantages du moteur pas à pas : il a un fonctionnement précis, un contrôle facile de la position du rotor et de sa vitesse rotative. Ceci peut être réalisé avec une structure relativement simple et un faible coût de la solution finie. Le couple du moteur est très élevé à bas régime. Il n'y a pas de balais dans la construction du moteur, ce qui se traduit par une durabilité mécanique élevée et une fiabilité accrue. Le contrôle facile du moteur est une autre caractéristique importante : le démarrage rapide grâce à un couple élevé, l'arrêt facile grâce à un couple de maintien élevé et la possibilité de changer rapidement le sens de rotation. Dans de nombreuses applications, la facilité de mise en forme des caractéristiques de démarrage et d'arrêt sont également très importants. Pour notre mécanisme nous avons choisis le moteur pas à pas STEPPER MOTOR JK57HS82-3004 illustré par la figure IV.3.



**Figure IV.3: STEPPER MOTOR JK57HS82-3004**

### **IV.4.2. Choix du driver du moteur pas à pas**

Le driver du moteur permet de convertir des signaux électriques de commande au moteur pour qu'il puisse les interpréter. Un Driver pilotant un moteur pas à pas rempli deux fonctions principales : l'alimentation du moteur avec ses contraintes de tensions, courants et puissances à dissiper ainsi que la protection contre les surtensions et les surintensités.[46]

Pour le **Digital Stepper Driver DM556 (Fig. IV.4)**, on a le séquenceur qui gère la chronologie des impulsions :

- Du sens de rotation désiré du moteur.
- De la vitesse du moteur
- De mise en sécurité du driver

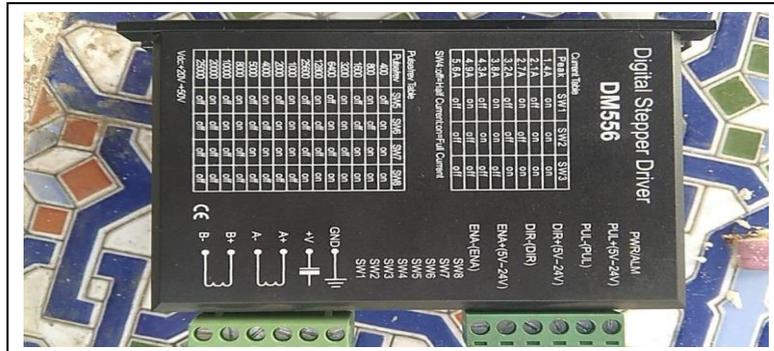


Figure IV.4 : Driver utilisé

Tout comme le moteur STEPPER MOTOR JK57HS82-3004, son driver était disponible au sein de DS design.

Par ailleurs, la commande du driver ainsi que le moteur sont assurées par une carte Arduino comme indiqué sur la figure IV.5.

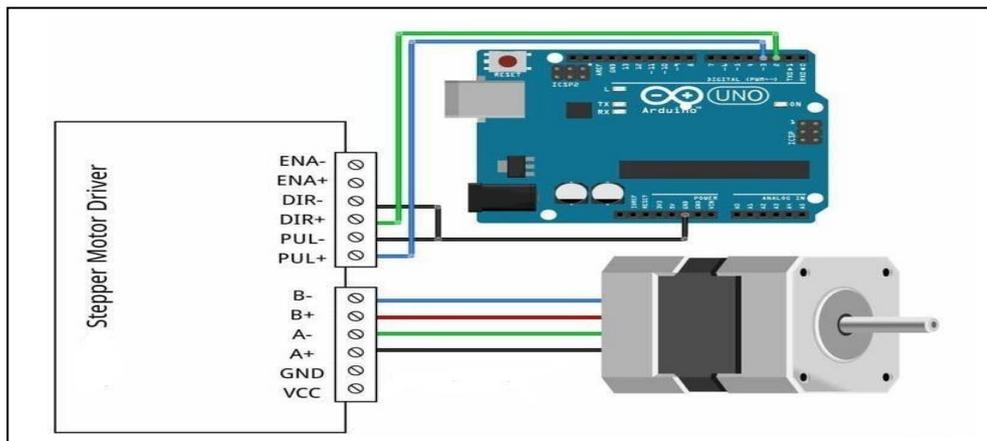


Figure IV.5 : Principe de fonctionnement de la commande

Un affichage est prévu par le biais d'un écran LCD (LCD signifie "Liquid Crystal Display"). Cette technologie est bien maîtrisée et son coût est assez bas et disponible sur le marché local. [47] La figure IV.6 illustre l'écran utilisé.



Figure IV.6 : Ecran LCD[47]

## IV.5. Partie mécanique

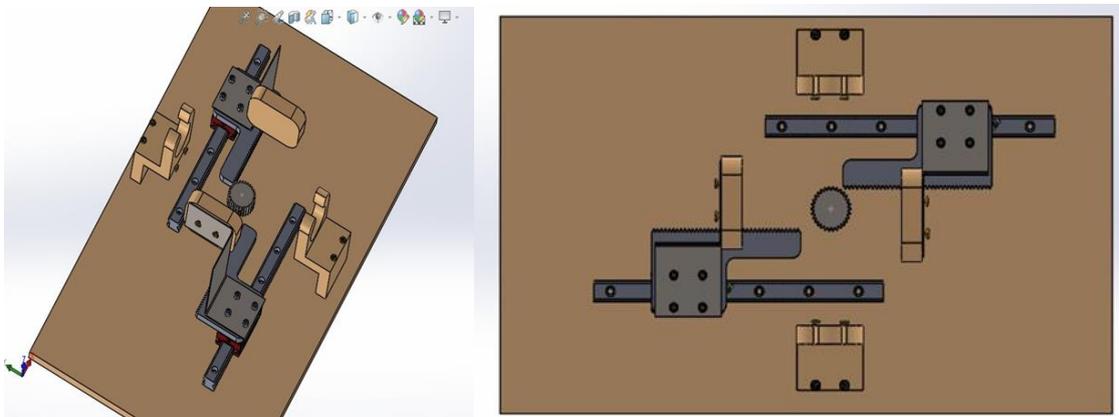
Notre mécanisme repose sur le principe de la solution 3 sélectionnée dans le 3<sup>ème</sup> chapitre. On utilise qu'un seul moteur pour entraîner deux poussoirs qui exercent une pression de part et d'autre du ballon respiratoire. Ceci est assuré par l'utilisation d'un pignon à emplacement fixe relié à l'arbre du moteur qui en tournant entraîne deux crémaillères parallèles en mouvement, transformant ainsi le mouvement rotatif en mouvement de translation rectiligne. Les Poussoirs sont fixés sur les crémaillères pour suivre le mouvement de celles-ci.

Nous avons effectué une étude complète de ce mécanisme dans l'environnement SolidWorks. La figure IV.7. illustre le montage global des différents éléments mécaniques.

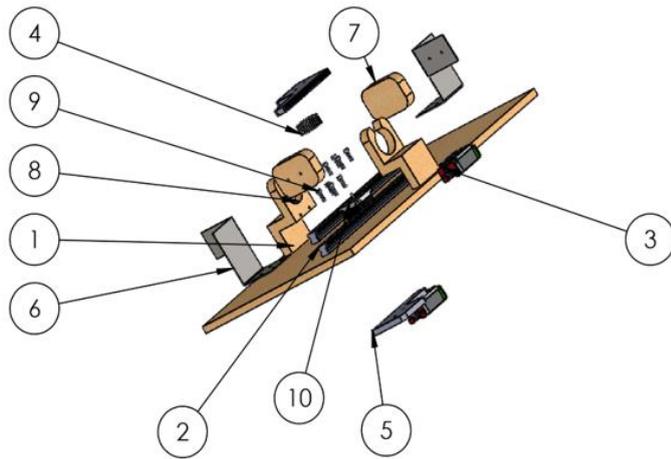
Notre mécanisme se compose de quatre principales parties :

- Partie de transmission mécanique pignon crémaillère
- Partie de guidage guide linéaire avec patin (hiwin 25)
- Partie exerçante une pression sur le ballon
- Partie fixe, support, solution technique de fixation,

La figure IV.8 représente le dessin d'ensemble avec le Tableau de nomenclature associé.



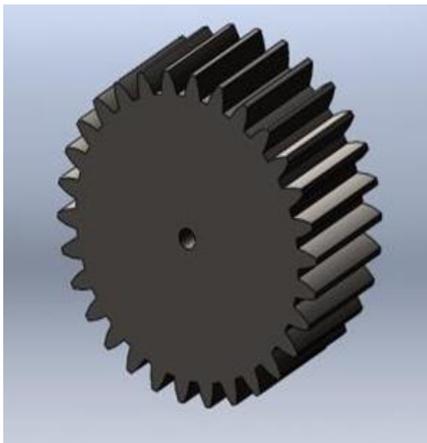
*Figure IV.7 : vue d'ensemble de l'assemblage des parties mécaniques*



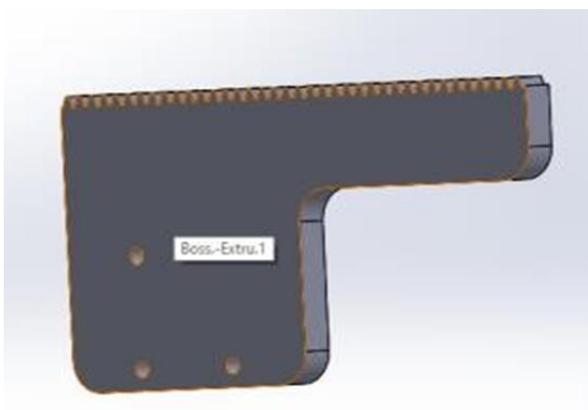
No. ARTICLE	Dsigniation	QTE
1	Support	1
2	HG25 Rail	2
3	HGH25CA	2
4	Pignon	1
5	crémaillère	2
6	SUPPORT POUSSOIR	2
7	POUSSOIR	2
8	support bavu	2
9	boulon M6	8
10	Moteur pas a pas	1

**Figure IV.8. Dessin d'ensemble du respirateur**

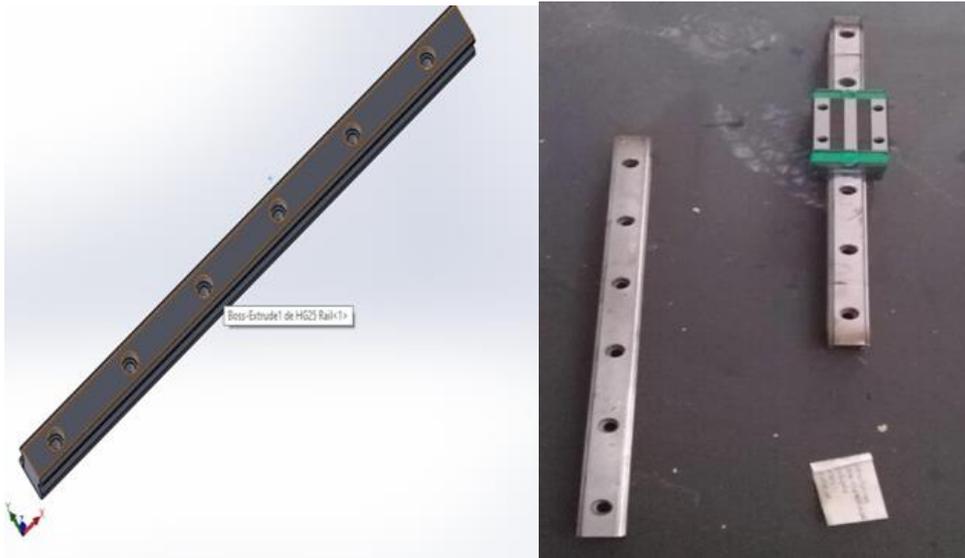
Les figures qui vont suivre illustrent les différents composants mécaniques de notre système conçus et réalisés. La **Figure IV.15 illustre le prototype final assemblé.**



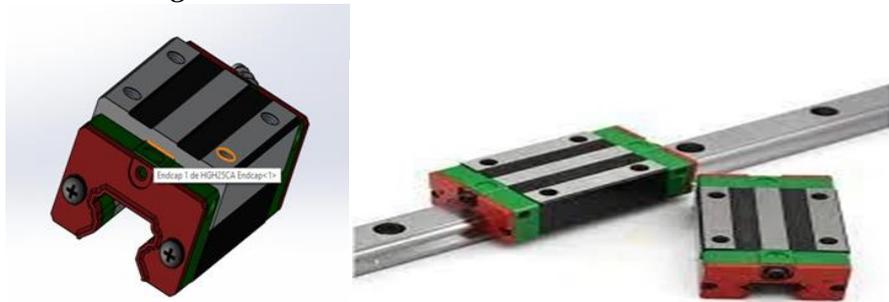
**Figure IV.9 : pignon modélisé sous SolidWorks et réalisé**



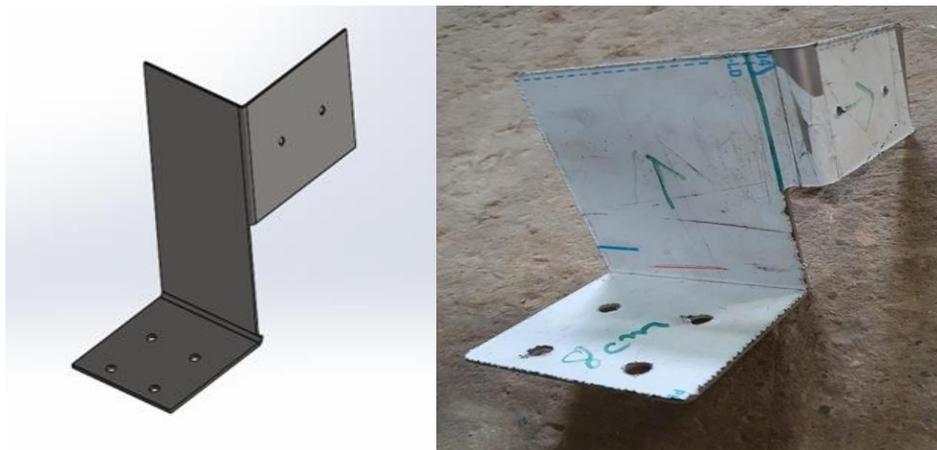
**Figure IV.10: crémaillère modélisée sous SolidWorks et réalisée**



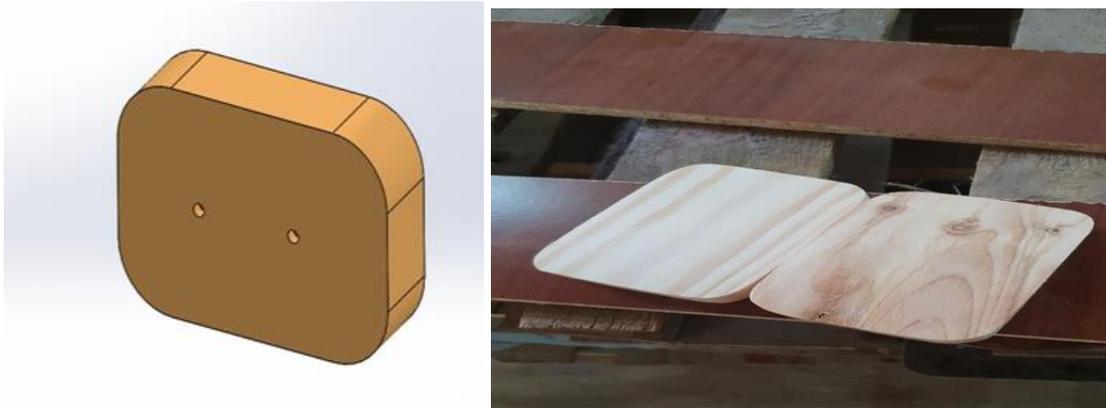
*Figure IV.11 : Guide linéaire modélisée et réel*



*Figure IV.12 : Patin modélisée et assemblé*



*Figure IV.13 : support poussoir modélisée et réalisé*



*Figure IV.14 : poussoir modélisée et réalisé*



*Figure IV.15 deux vues différentes du Prototype final assemblé*

## IV.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons abordé la conception et la réalisation de notre prototype de respirateur artificiel. Le cahier de charges a été adapté aux critères imposés par la société DS Design ainsi que les contraintes de disponibilité.

La conception a été faite à l'aide de SolidWorks et la réalisation a été faite à l'aide des moyens de l'entreprise.

Au fait, Ce prototype n'est pas encore apte à l'usage au sein des services de santé en raison des difficultés à trouver les bons capteurs de pression et de volumes qui permettent de surveiller convenablement l'état du patient, aussi il est à signaler le manque des essais cliniques.

*Conclusion  
générale*

## **Conclusion générale**

Vue que la majorité du monde est au combat contre le COVID-19, nous voulions Participer aussi avec ce modeste travail de master.

Nous avons fait un état de l'art pour avoir une idée sur le fonctionnement du système respiratoire, ça physiologie, après nous avons vu les différents types de respirateurs et leur développement au fur des années afin de bien connaitre leur fonctionnement.

Par la suite nous avons donné un aperçu général de la ventilation artificiel et de ses modes ventilatoires pour bien la différencier de la respiration.

Après nous avons Etudier un certain nombre de projets des respirateurs artificiels en Open Source, précisément l'oxygène IP afin d'élaborer un cahier de charge et de proposer un autre prototype fonctionnel qui répondait aux exigences.

Cependant, nous avons eu beaucoup de difficultés pour retrouver certains composants et aussi vue le court délai de réalisation nous avons fait notre mieux pour concevoir un appareil fonctionnel.

La réalisation de cet appareil dans le cadre de notre projet de fin d'étude, nous a permis d'approfondir nos connaissances théoriques et d'acquérir une bonne expérience au niveau de la réalisation pratique.

Ces connaissances (domaine électrique et électronique) associées à celle mécanique, avec la compréhension des schémas des différentes pièces mécaniques et l'utilisation du logiciel SolidWorks, constituent des bases solides pour la réalisation d'autres projets futurs.

Ce travail n'est pas complet, mais on souhaite que ce travail soit un début pour des futures recherches et réalisation.

C'est l'objectif ultime de voir l'université Algérienne proposer des produits délivrables prêt à l'emploi et d'utilité socio-économique.

*Références*

*Bibliographiques*

- [1] <https://fr.wikipedia.org/wiki/Medtronic>
- [2] <https://respifil.fr/maladies/fonction-pulmonaire/#:~:text=La%20respiration%20a%20un%20r%C3%B4le,l'air%20et%20le%20sang.>
- [3] <http://pneumocourlancy.fr/popup/physiologie-respiratoire.pdf>
- [4] <https://www.visiblebody.com/fr/learn/respiratory/5-functions-of-respiratory-system#:~:text=Gr%C3%A2ce%20%C3%A0%20la%20respiration%2C%20l,et%20de%20cr%C3%A9er%20des%20sons.>
- [5] 15. Lewith H., Pandit JJ Ventilation pulmonaire et physiologie de la respiration. *Opération*. 2020 doi : 10.1016/j.mpsur.2020.03.005.
- [6] G. J Tortora et S.R Grabowsky, Principes d'anatomie et de physiologie. De Boeck, 2000
- [7] Michel Lacombe, Abrégé d'anatomie et de physiologie humaine. Editions Lamarre, 2006
- [8] <https://www.reflexosteopie.com/blog-sante-bien-etre/comment-optimiser-la-respiration-via-les-poumons-avec-l-aide-d-un-osteopathe-213>
- [9] <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1624069306002180>
- [10] <https://char-fr.net/Pulmotor-Drager.html>
- [11] <http://www.philippe-scherpereel.fr/histoire4/index.html>
- [12] [https://fr.wikipedia.org/wiki/Poumon\\_d%27acier](https://fr.wikipedia.org/wiki/Poumon_d%27acier)
- [13] <https://www.thelancet.com/journals/lanres/article/PIIS2213-2600%2814%2970130-4/fulltext>
- [14] <https://collection.sciencemuseumgroup.org.uk/objects/co75697/engstrom-respirator-model-150-sweden-1955-1970-anaesthetic-machine-ventilator>
- [15] <https://www.woodlibrarymuseum.org/museum/servo-anesthesia-system-900c/>
- [16] <https://en.m.wikipedia.org/wiki/Ventilator>

[17] <https://sante.journaldesfemmes.fr/fiches-maladies/2630313-respirateur-reanimation-fabrication-artificiel-principe-fonctionnement-manuel-coronavirus-intubation/>

[18] <https://www.medicalexpo.fr/fabricant-medical/ventilateur-transport-1944.html>

[19] <http://www.efurgences.net/seformer/cours/60-va.html>

[20] [https://www.bing.com/images/search?view=detailV2&ccid=aFx8VRCV&id=43B2E81C29A0EE0E0A4C4E3C792EAE8B437275E&thid=OIP.aFx8VRCV4F8A1A128Tuw\\_QAAA&mediaurl=https%3A%2F%2Fth.bing.com%2Fth%2Fid%2FR.685c7c551095e05f00d40976f13bb0fd%3Frik%3DXic3tOiuLnk8Tg%26riu%3Dhttp%253a%252f%252fwww.ugap.fr%252fimages%252fmedia-wp%252f2018%252f10%252fLoupe\\_ofcf\\_babylogvn500\\_400.jpg%26ehk%3DtP8RkVISV%252f69c8FRKzg1Ci5SMnaNNSGXjjp35PZqbn8%253d%26risl%3D%26pid%3DImgRaw%26r%3D0%26sres%3D1%26sresct%3D1&exph=344&expw=400&q=.+Ventilateur+de+REANIMATION&simid=608054678202178476&form=IRPRST&ck=2AE81BC1F3360D31D5557DC7C1AF02C7&selectedindex=15&ajaxhist=0&ajaxserp=0&vt=0&sim=11](https://www.bing.com/images/search?view=detailV2&ccid=aFx8VRCV&id=43B2E81C29A0EE0E0A4C4E3C792EAE8B437275E&thid=OIP.aFx8VRCV4F8A1A128Tuw_QAAA&mediaurl=https%3A%2F%2Fth.bing.com%2Fth%2Fid%2FR.685c7c551095e05f00d40976f13bb0fd%3Frik%3DXic3tOiuLnk8Tg%26riu%3Dhttp%253a%252f%252fwww.ugap.fr%252fimages%252fmedia-wp%252f2018%252f10%252fLoupe_ofcf_babylogvn500_400.jpg%26ehk%3DtP8RkVISV%252f69c8FRKzg1Ci5SMnaNNSGXjjp35PZqbn8%253d%26risl%3D%26pid%3DImgRaw%26r%3D0%26sres%3D1%26sresct%3D1&exph=344&expw=400&q=.+Ventilateur+de+REANIMATION&simid=608054678202178476&form=IRPRST&ck=2AE81BC1F3360D31D5557DC7C1AF02C7&selectedindex=15&ajaxhist=0&ajaxserp=0&vt=0&sim=11)

[21] <https://sante.journaldesfemmes.fr/fiches-maladies/2630313-respirateur-reanimation-fabrication-artificiel-principe-fonctionnement-manuel-coronavirus-intubation/>

[22] [https://www.ugap.fr/achat-public/ventilateur-d-anesthesie-wato-ex65\\_2096822.html](https://www.ugap.fr/achat-public/ventilateur-d-anesthesie-wato-ex65_2096822.html)

[23] : <http://pneumocourlancy.fr/popup/physiologie-respiratoire.pdf>

[24] : [http://www.utc.fr/tsibh/public/3abih/15/pi/groupe1/web/co/module\\_Bilan%20du%20ventilateur%20artificiel%20en%20reanimation\\_29.html](http://www.utc.fr/tsibh/public/3abih/15/pi/groupe1/web/co/module_Bilan%20du%20ventilateur%20artificiel%20en%20reanimation_29.html)

[25] : **cours réanimation la ventilation artificielle :**

<https://www.infirmiers.com/etudiants-en-ifsu/cours/cours-reanimation-la-ventilation-artificielle.html>

[26] <https://slideplayer.fr/slide/5319162/>

[27] : **efurgences Cours et articles 1 avril 2022 :**

<http://www.efurgences.net/seformer/cours/60-va.html>

[28] : <http://amar-constantine.e-monsite.com/pages/programme-1ere-annee/techniques-d-anesthesie-methode-et-techniques-en-anesthesie-reanimation/circuits-d-anesthesie.html>

[29] : Magdy Y., Laurent B. Le contrôle de la respiration lors de la ventilation mécanique. Clin Chest Med. 2019 doi : 10.1016/j.ccm.2019.02.009. [ [PubMed](#) ] [ [CrossRef](#) ] [ [Google Scholar](#) ]

[30] : Les Bases de la ventilation mécanique ; Pr Pierre-Louis LEGER Service de Réanimation Néonatale et Pédiatrique - Hôpital Trousseau, Paris INSERM – ENVA U955

[30] : <http://www.arcothova.com/wp-content/uploads/2018/11/Base-Ventilation-Mecanique.pdf>

[31] [https://fr.wikipedia.org/wiki/D%C3%A9coupage\\_jet\\_d%27eau](https://fr.wikipedia.org/wiki/D%C3%A9coupage_jet_d%27eau)

[32] [https://en.wikipedia.org/wiki/Open-source\\_ventilator](https://en.wikipedia.org/wiki/Open-source_ventilator)

[33] <https://emergency-vent.mit.edu/>

[34] <https://www.oxygen.protofy.xyz/>

[35] <https://texasinnovationcenter.utexas.edu/automated-bag-breathing-unit/>

[36] <https://www6.slac.stanford.edu/news/2020-08-13-slac-scientists-invent-low-cost-emergency-ventilator-and-share-design-free.aspx>

[37] <http://oedk.rice.edu/apollobvm/>

[38] <https://www.manager-go.com/gestion-de-projet/dossiers-methodes/qqqqcp>

[39] <http://www.sciences-technologies.net/genie-mecanique/conception-m%C3%A9canique/3-analyse-fonctionnelle.html>

[40] [https://fr.wikipedia.org/wiki/Vis\\_%C3%A0\\_billes](https://fr.wikipedia.org/wiki/Vis_%C3%A0_billes)

[41] [http://pedagogie.ac-limoges.fr/sti\\_si/accueil/FichesConnaissances/Sequance3SSi/co/S3B22\\_Association\\_modele\\_composant\\_15.html](http://pedagogie.ac-limoges.fr/sti_si/accueil/FichesConnaissances/Sequance3SSi/co/S3B22_Association_modele_composant_15.html)

[42] <https://emergency-vent.mit.edu/mechanical/power-calculation/>

[43] [https://www.researchgate.net/figure/Manual-operation-of-the-Ambu-bag-system\\_fig1\\_344469292](https://www.researchgate.net/figure/Manual-operation-of-the-Ambu-bag-system_fig1_344469292)

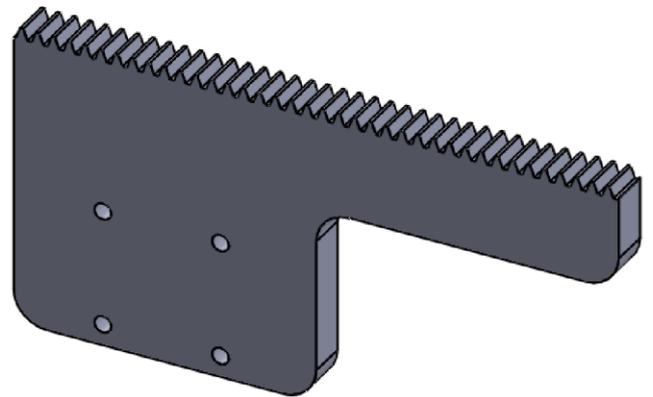
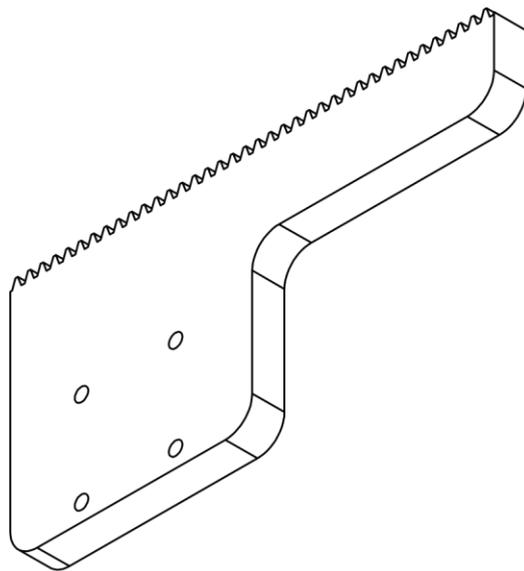
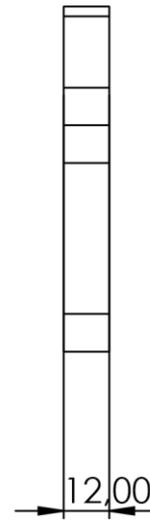
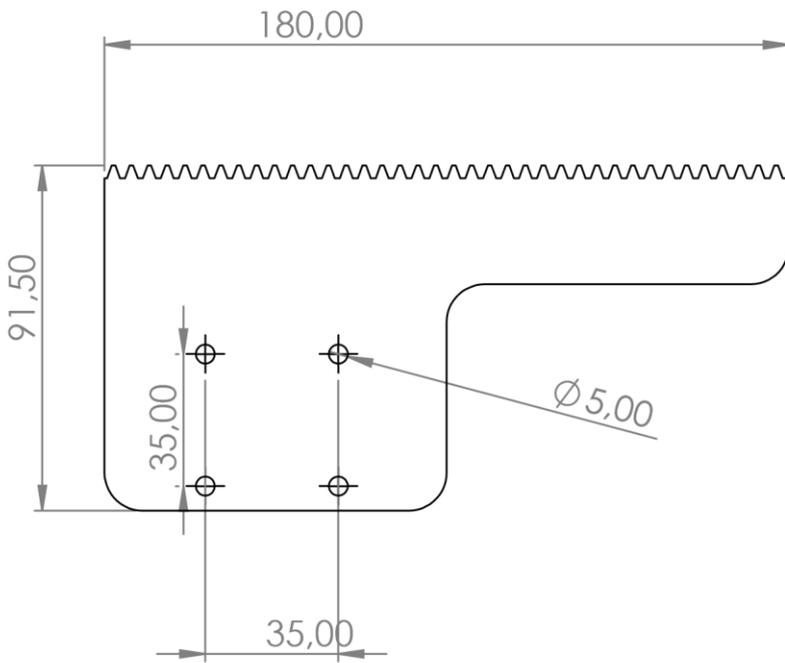
[44] <https://www.tme.eu/fr/news/library-articles/page/41861/Moteur-pas-a-pas-types-et-exemples-dapplications-des-moteurs-pas-a-pas/?2fa3=2fa3>

[45] <https://sitelec.org/cours/abati/elecpcas.htm>

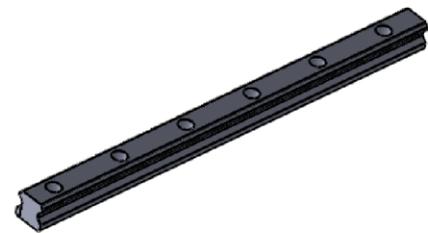
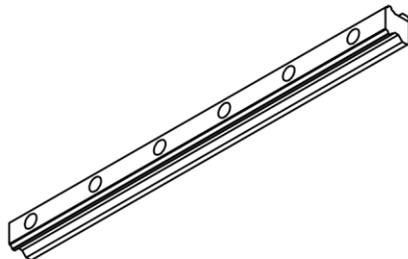
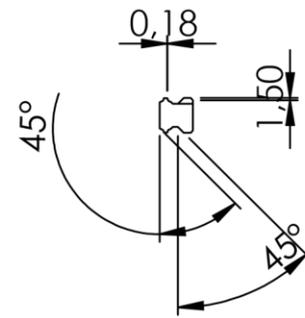
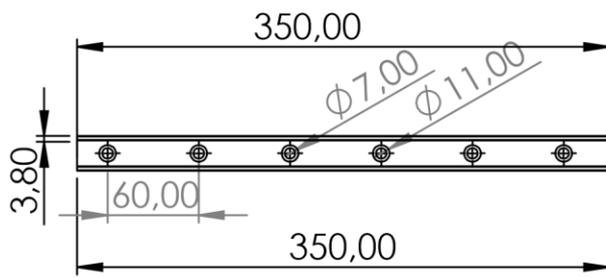
[46] <https://www.redohm.fr/2016/04/hardward-driver-moteur-pas-a-pas/#:~:text=Un%20Driver%20pilotant%20un%20moteur,est%20l'%C3%A9lectronique%20de%20puissance.>

[47] [https://zestedesavoir.com/tutoriels/686/arduino-premiers-pas-en-informatique-embarquee/748\\_laffichage-une-autre-manriere-dinteragir/3443\\_les-ecrans-lcd/](https://zestedesavoir.com/tutoriels/686/arduino-premiers-pas-en-informatique-embarquee/748_laffichage-une-autre-manriere-dinteragir/3443_les-ecrans-lcd/)

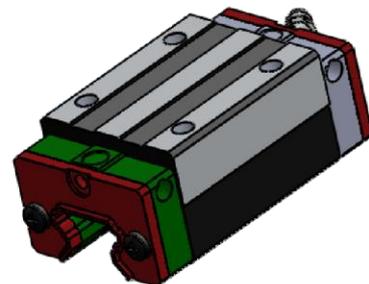
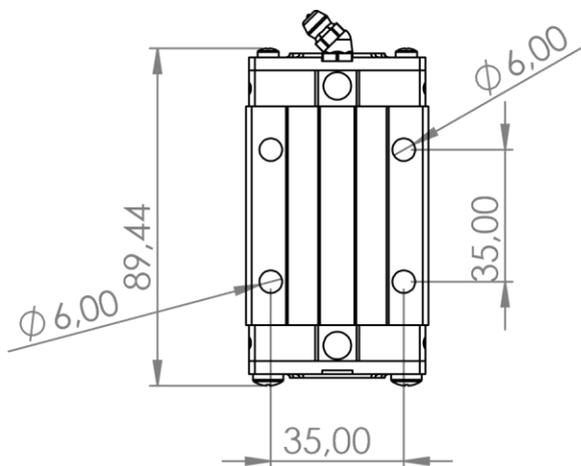
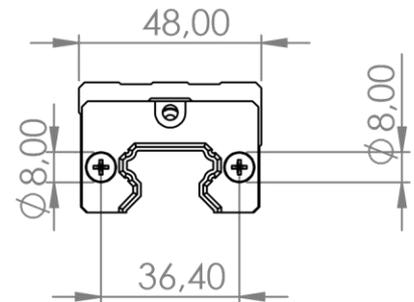
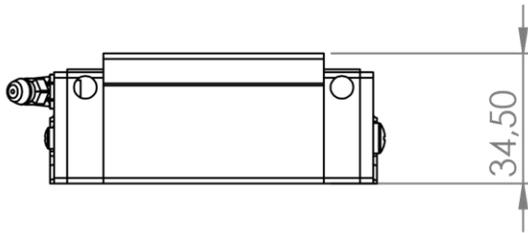
# ANNEXES



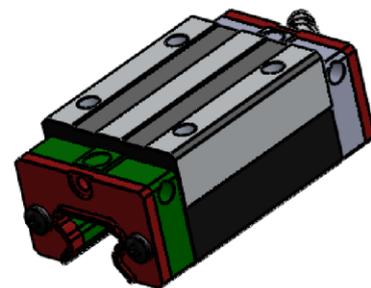
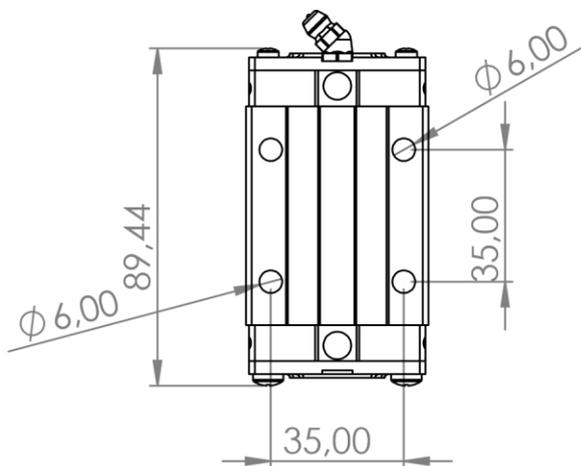
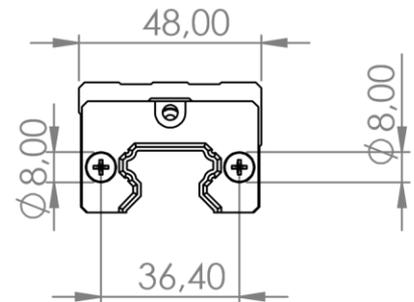
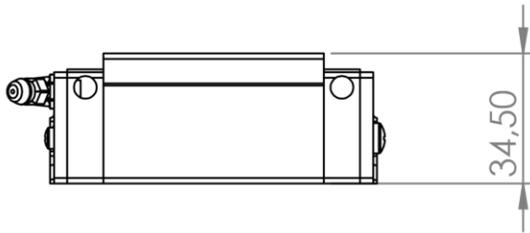
Format A4	Echelle: 1/2	Matière: PVC Polychlorure de vinyle	Epaisseur: 12 mm
		Designation: crémaillère	Ve de pliage:
Nbr: 02			Date:2021/2022
Réalisé par : Sid Kamel abd erraouf Ouzeri Yacoub Sehal Adem		Projet de fin d'étude: Conception et Réalisation D'un Ventilateur Artificiel	
Université Saad Dahleb .BLIDA. 01		Construction Mécanique Master 02	



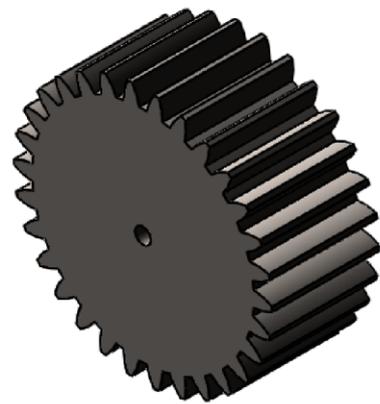
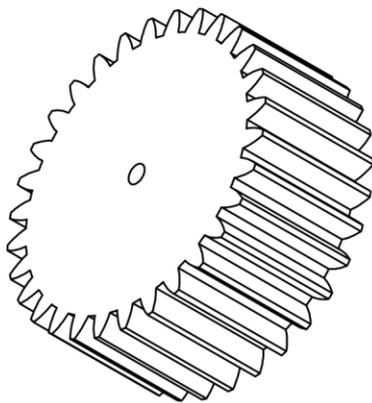
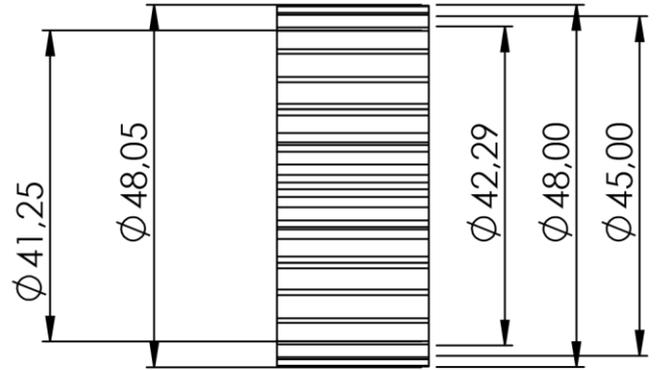
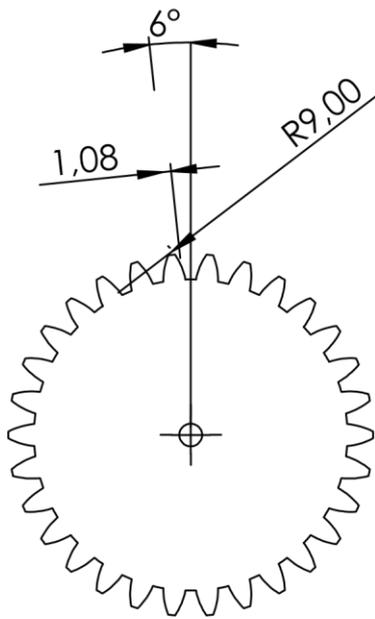
Format A4	Echelle: 1/5	Matière: Acier à roulement	Epaisseur: 22 mm
		Designation: Guide linéaire HG 25	Ve de pliage:
Nbr: 02			Date:2021/2022
Réalisé par : Sid Kamel abd erraouf Ouzeri Yacoub Sehal Adem		Projet de fin d'étude: Conception et Réalisation D'un Ventilateur Artificiel	
Université Saad Dahleb .BLIDA. 01		Construction Mécanique Master 02	



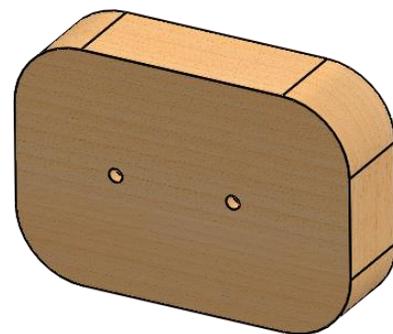
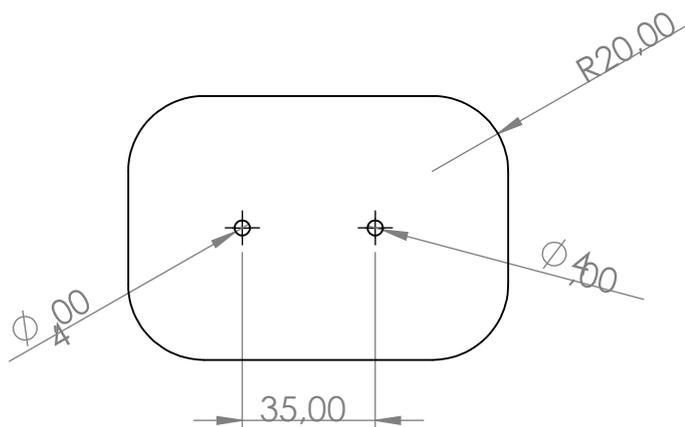
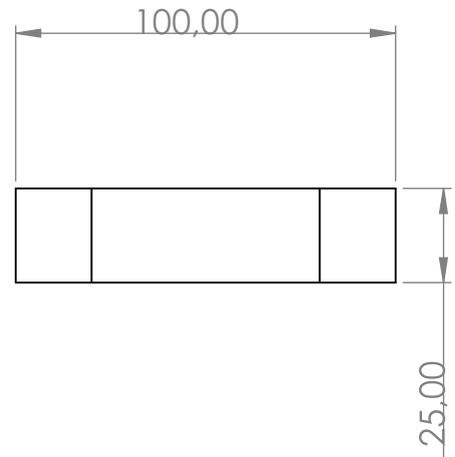
Format A4	Echelle: 1/2	Matière: Acier à roulement	Epaisseur: 34.5 mm
		Designation: Patin HGCA25	Ve de pliage:
Nbr: 02			Date:2021/2022
Réalisé par : Sid Kamel abd erraouf Ouzeri Yacoub Sehal Adem		Projet de fin d'étude: Conception et Réalisation D'un Ventilateur Artificiel	
Université Saad Dahleb .BLIDA. 01		Construction Mécanique Master 02	



Format A4	Echelle:	Matière: Acier à roulement	Epaisseur: 34.5 mm
			Ve de pliage:
Nbr: 02		Designation: Patin HGCA25	Date:2021/2022
Réalisé par : Sid Kamel abd erraouf Ouzeri Yacoub Sehal Adem		Projet de fin d'étude: Conception et Réalisation D'un Ventilateur Artificiel	
Université Saad Dahleb .BLIDA. 01		Construction Mécanique Master 02	

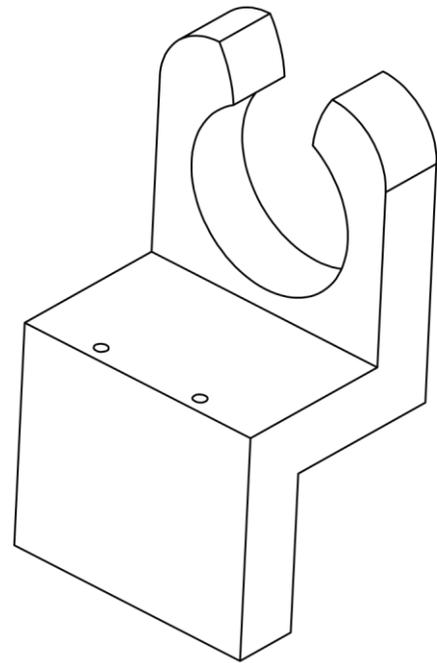
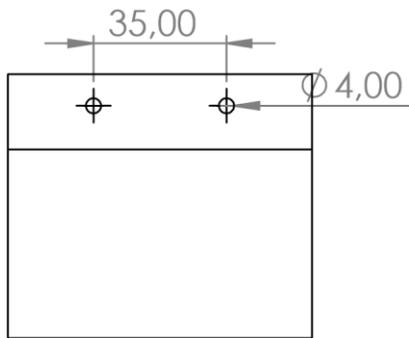
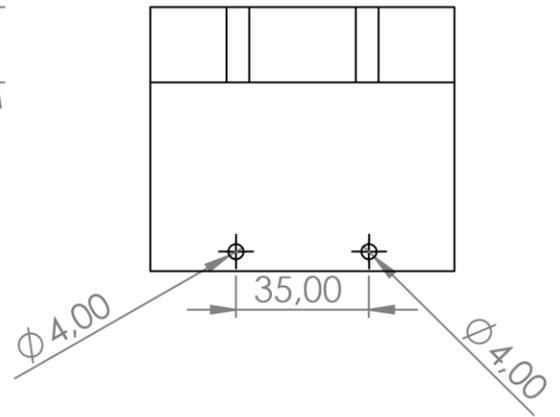
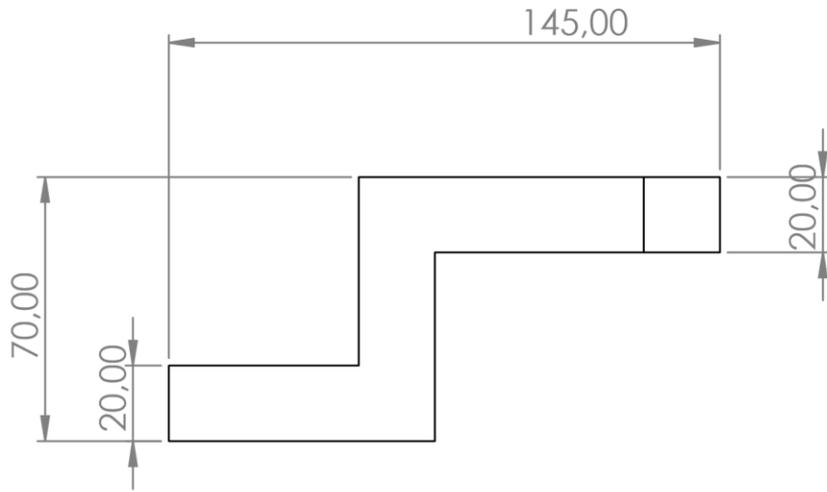


Format A4	Echelle:1/1	Matière: PVC Polychlorure de vinyle	Epaisseur: 12 mm
		Designation: Pignon	Ve de pliage:
Nbr: 01			Date:2021/2022
Réalisé par : Sid Kamel abd erraouf Ouzeri Yacoub Sehal Adem		Projet de fin d'étude: Conception et Réalisation D'un Ventilateur Artificiel	
Université Saad Dahleb .BLIDA. 01		Construction Mécanique Master 02	

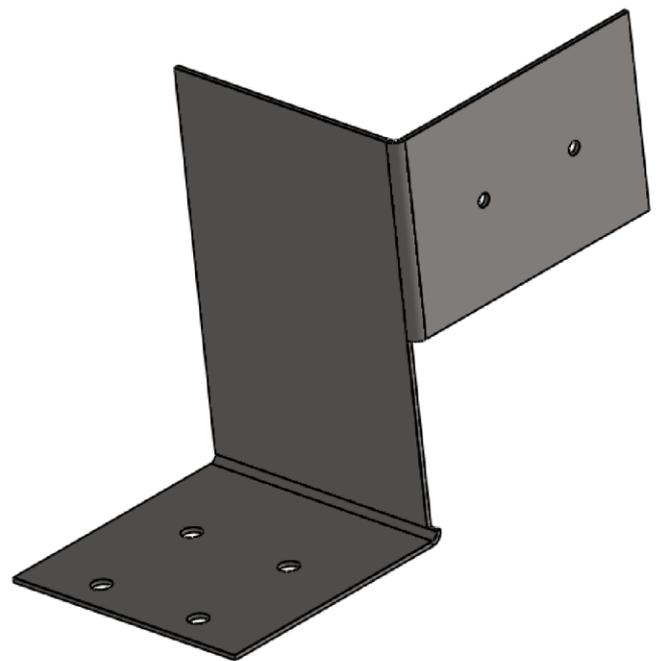
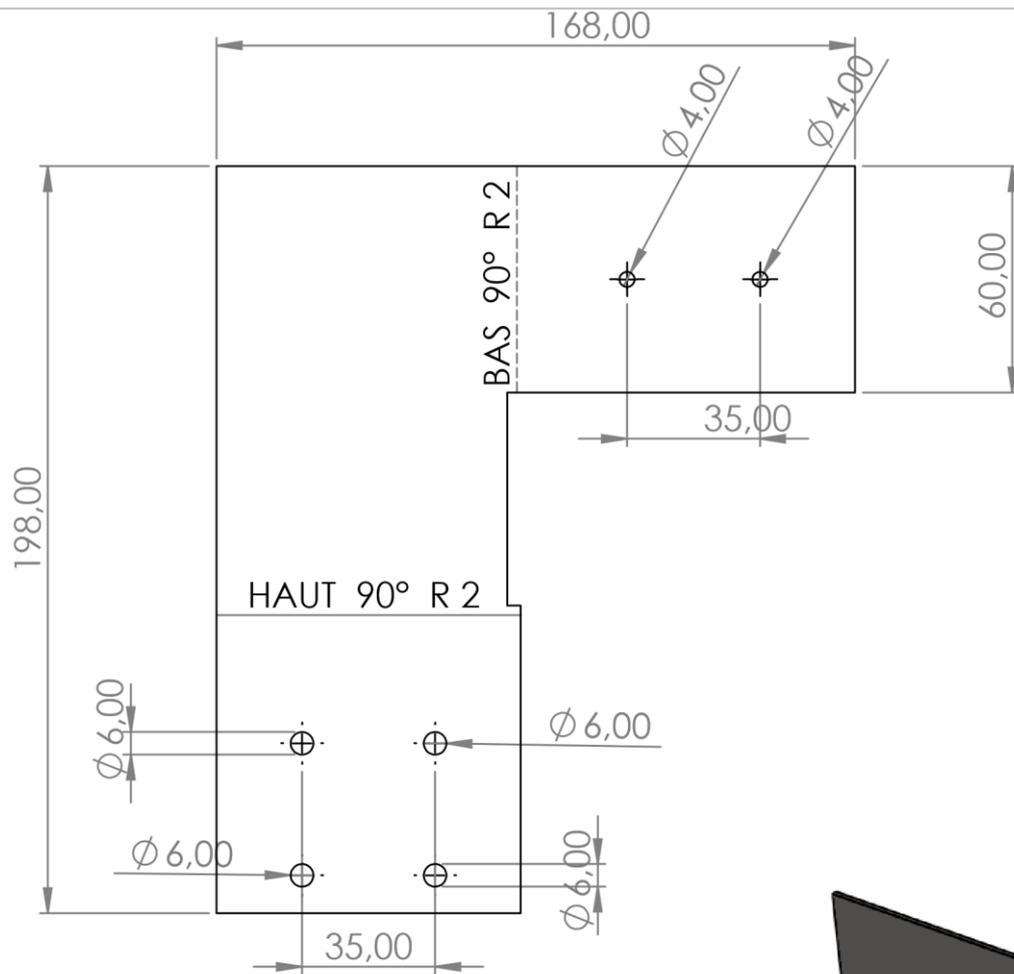


Format A4	Echelle: 1/2	Matière: Hêtre bois	Epaisseur: 20 mm
		Designation: Poussoir	Ve de pliage:
Nbr: 02			Date:2021/2022
Réalisé par : Sid Kamel abd erraouf Ouzeri Yacoub Sehal Adem		Projet de fin d'étude: Conception et Réalisation D'un Ventilateur Artificiel	
Université Saad Dahleb .BLIDA. 01		Construction Mécanique Master 02	

Annexes



Format A4	Echelle: 1/2	Matière: Hêtre bois	Epaisseur: 20 mm
		Designation: Support bavu	Ve de pliage:
Nbr: 02			Date:2021/2022
Réalisé par : Sid Kamel abd erraouf Ouzeri Yacoub Sehal Adem		Projet de fin d'étude: Conception et Réalisation D'un Ventilateur Artificiel	
Université Saad Dahleb .BLIDA. 01		Construction Mécanique Master 02	



Format A4	Echelle: 1/2	Matière: Acier Inoxydable 304	Epaisseur: 1.5 mm
		Designation: Support pousoir	Ve de pliage: 12
Nbr: 02			Date:2021/2022
Réalisé par : Sid Kamel abd erraouf Ouzeri Yacoub Sehal Adem		Projet de fin d'étude: Conception et Réalisation D'un Ventilateur Artificiel	
Université Saad Dahleb .BLIDA. 01		Construction Mécanique Master 02	

```
// lcd
#include <Wire.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 20, 4); // 0x27 or 0x3F

// - Stepper Motor Driver
#define DirPin 4
#define StepPin 5
#define EnablePin 6

#define RunMotorPin 8
uint32_t OpenTimer = 0;
uint32_t CloseTimer = 0;

#define cwButtonPin 2
#define ccwButtonPin 3

//
#define IncFreqPin A2
#define DecFreqPin A3
uint8_t Frequence = 10;

// -
#define IncVlmPin A0
#define DecVlmPin A1
uint16_t Volume = 200;

//
bool DirectionState = HIGH;
uint32_t StepsCount = 0;
```

```
uint32_t StepsTimer = 0;
uint16_t MotorSteps = 80;
float TurnTimer = 2;

void setup() {

  // -
  Serial.begin(115200);
  delay(100);

  // -
  pinMode(DirPin, OUTPUT);
  pinMode(StepPin, OUTPUT);
  pinMode(EnablePin, OUTPUT);
  digitalWrite(EnablePin, LOW);

  // -
  //attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(RunButtonPin), RunMotor_Interrupt, FALLING);
  pinMode(IncVlmPin, INPUT_PULLUP);
  pinMode(DecVlmPin, INPUT_PULLUP);
  pinMode(IncFreqPin, INPUT_PULLUP);
  pinMode(DecFreqPin, INPUT_PULLUP);

  // -
  pinMode(cwButtonPin, INPUT_PULLUP);
  pinMode(ccwButtonPin, INPUT_PULLUP);
  pinMode(RunMotorPin, INPUT_PULLUP);

  // -
  lcd.init();
```

```
lcd.backlight();
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0); lcd.print("- Auto Air Pumping -");

}

void loop() {

  // - Select Volume and Frequency
  if (digitalRead(IncVlmPin) == LOW) {
    Volume += 50;
    if (Volume > 800) { Volume = 800; }
    MotorSteps += 15;
    if (MotorSteps > 260) { MotorSteps = 260; }
    delay(333);
  }
  else if(digitalRead(DecVlmPin) == LOW) {
    Volume -= 50;
    if (Volume < 200) { Volume = 200; }
    MotorSteps -= 15;
    if (MotorSteps < 80) { MotorSteps = 80; }
    delay(333);
  }

  //
  if (digitalRead(IncFreqPin) == LOW) {
    Frequence += 5;
    if (Frequence > 30) { Frequence = 30; }
    switch(Frequence) {
      case 10: TurnTimer = 2; break;
```

```
    case 15: TurnTimer = 1.33; break;
    case 20: TurnTimer = 1; break;
    case 25: TurnTimer = 0.8; break;
    case 30: TurnTimer = 0.66; break;
}
delay(333);
}
else if(digitalRead(DecFreqPin) == LOW) {
    Frequence -= 5;
    if (Frequence < 10) { Frequence = 10; }
    switch(Frequence) {
        case 10: TurnTimer = 2; break;
        case 15: TurnTimer = 1.33; break;
        case 20: TurnTimer = 1; break;
        case 25: TurnTimer = 0.8; break;
        case 30: TurnTimer = 0.66; break;
    }
    delay(333);
}

// - Display On LCD
lcd.setCursor(1, 1); lcd.print("Volume: "); lcd.print(Volume); lcd.print("ml ");
lcd.print(MotorSteps); lcd.print(" ");

lcd.setCursor(1, 2); lcd.print("Frequence: "); lcd.print(Frequence); lcd.print(" ");

lcd.setCursor(1, 3); lcd.print("R: "); lcd.print(TurnTimer); lcd.print("s E: ");
lcd.print(TurnTimer * 2); lcd.print("s ");

// - Turn Motor For Testing
if(digitalRead(cwButtonPin) == LOW) {
    while (digitalRead(cwButtonPin) == LOW) {
```

```
    TurnMotor(5000, 1, HIGH);
    StepsCount++;
}
}
while (digitalRead(ccwButtonPin) == LOW) {
    TurnMotor(5000, 1, LOW);
    StepsCount++;
}
if (StepsCount > 0) {
    Serial.println("StepsCount: " + String(StepsCount));
    StepsCount = 0;
}

// - Pumping Scenarios
if (digitalRead(RunMotorPin) == LOW) {
    //MotorSteps = 260;
    //TurnTimer = 2;

    uint64_t MotorSpeed = (TurnTimer * 1000000 / MotorSteps) / 2;
    //Serial.println("MotorSpeed: " + String(MotorSpeed));

    Serial.print("Respiration: ");
    OpenTimer = millis();
    TurnMotor(MotorSpeed, MotorSteps, HIGH); // 4
    OpenTimer = millis() - OpenTimer;
    Serial.print(OpenTimer);
    Serial.print(" - ");
    CloseTimer = millis();
```

```
TurnMotor((MotorSpeed * 2), MotorSteps, LOW); // 2.67
CloseTimer = millis() - CloseTimer;
Serial.println(CloseTimer);

}
}

// -
void OneStep(uint32_t Delay) {
    digitalWrite(StepPin, HIGH);
    delayMicroseconds(Delay);
    digitalWrite(StepPin, LOW);
    delayMicroseconds(Delay);
}

void TurnMotor(uint32_t Delays, uint32_t Steps, bool Direction) {
    digitalWrite(DirPin, Direction);
    for (uint32_t i = 0; i < Steps; i++) OneStep(Delays);
}
```