

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université 8 Mai 1945 – Guelma
Faculté des Sciences et de la Technologie
Département de Génie Electrotechnique et Automatique

Réf:...../2021



MEMOIRE

Présenté pour l'obtention du **diplôme** de **MASTER Académique**

Domaine:Sciences et Technologie

Filière:Électromécanique

Spécialité:Électromécanique

Par:(SHAT Hasan et BRAHMIA Khaled)

Thème

Etude et réalisation d'un respirateur artificiel pour COVID-19

Soutenu publiquement, le 14/07/2021 , devant le jury composé de:

M/OULDLAHOUCINE Chrif	Professeur	Univ.Guelma	Président/Encadreur
M/MENDACI Sofiane	MCA	Univ.Guelma	Co-Encadreur
M/DJEBALA Abderrazek	Professeur	Univ.Guelma	Examineur
Mme/FRIOUI Nadia	MCB	Univ.Guelma	Examineur

Année Universitaire: 2020/2021

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

أَقْرَأْ بِاسْمِ رَبِّكَ الَّذِي خَلَقَ ﴿١﴾ خَلَقَ الْإِنْسَانَ مِنْ عَلَقٍ ﴿٢﴾ أَلَمْ نَكُنْ نَدُوكَ
أَلْأَكْرَمُ ﴿٣﴾ الَّذِي عَلَّمَ بِالْقَلَمِ ﴿٤﴾ عَلَّمَ الْإِنْسَانَ مَا لَمْ يَعْلَمْ ﴿٥﴾

Remerciements

Au nom de dieu le clément et le miséricordieux le grand merci lui revient de nous avoir aidés a élaborer, cette tâche et a franchir tous les obstacles rencontrés.

Nous tenons a remercier et a exprimer nos profonds respects a DR.OULDLAHOUCINE CHERIF et DR. MENDACI SOFIANE pour son suivi.

Nous tenons a remercier et a exprimer nos profonds respects a ABAINIA KHEIREDDINE pour structure mécanique.

Nous remercions également les membres du jury Pour avoir accepté d'assister a notre soutenance et particulièrement tous les enseignants qui ont Contribué à notre formation en université GUELMA.

En fin, je tien à remercier papa, ma famille et mes amis pour leurs encouragements et leur soutien.

Dédicace

Enfin, c'est grâce adieu le tout puissant que nous sommes arrivés atteindre notre objectif après de longues années de labeur et de persévérance

Je dédie ce mémoire à tous ceux pour qui j'éprouve du respect et un amour profond

À l'âme de ma chère MERE dans les jardins du bonheur

À mon cher PERE qui m'ont beaucoup encouragé et soutenu durant toute la période de mes études pour parvenir au chemin de la réussite A :

À ma sœur HANEN et son fils KHALED

À mon frère HANI et son fils ZINE

À Toute la famille

À mes chers amis surtout (HAMZA,HICHEM,BILALE,SOFIANE)

A qui m'a beaucoup encouragé et soutenu tout au long de mes études (ZOHEIR,ALI,BACHIR)

Et tous les êtres chers à mes yeux que je n'ai pas cités.

SHAT HASAN

Dédicace

Enfin, c'est grâce adieu le tout puissant que nous sommes arrivés atteindre notre objectif après de longues années de labeur et de persévérance

Je dédie ce mémoire à tous ceux pour qui j'éprouve du respect et un amour profond

A mes chers parents qui m'ont beaucoup encouragé et soutenu durant toute la période de mes études pour parvenir au chemin de la réussite A: A mes frères

et toutes la famille A mes chères amis

BRAHMA KHALED

SOMMAIRE

Résumé	
Liste des abréviations	
Liste des figures	
Liste des schémas	
Liste des tableaux	
Introduction générale	1
CHAPITRE 1 – GÉNÉRALITÉ SUR LES RESPIRATEUR ARTIFICIELLE	
1. Introduction	4
2. Qu'est-ce qu'un respirateur artificiel?	4
3. Ventilateurs à microprocesseur	4
4. L'histoire du respirateur	4
5. Quel est le principe de fonctionnement d'un respirateur artificiel ?	5
6. Objectifs de la ventilation mécanique	6
7. Système vital	6
8. Les différents types de respirateurs	6
9. Indications de la ventilation mécanique	8
10. Les paramètres fondamentaux du système respiratoire à régler et à surveiller dont nous intéressons aux mécanismes des échanges gazeux	9
10.1. Le volume courant (Vt)	9
10.2. La fréquence (Fc)	9
10.3. La ventilation minute (VM)	9
10.4. Le rapport I/E	9
10.5. La pression de crête	10
10.6. La pression de plateau	10
10.7. La pression moyenne	10
10.8. La PEP (Pression expiratoire positive)	11
10.9. Le débit inspiratoire	11
10.10. La Pmax (pression maximum)	12
10.11. La FiO2	13
10.12. Le niveau d'aide inspiratoire	13
10.13. La pente de l'aide inspiratoire	12
11. Méthodes de montage pour le patient	12
12. Pandémie de covid-19	14
12.1. Ventilateurs open source	14
12.2. Importance respirateur artificiel pour covid-19	15
13. Modes de ventilation mécanique	16
13.1. Mode volume contrôlé	16
13.2. Mode pression contrôlée	16
13.3. Mode assisté contrôlé intermittent	16
13.4. Mode aide inspiratoire	16
13.5. Jet-ventilation	16
14. Rappel anatomique et physiologique de l'appareil respiratoire	17
14.1. Rappel Anatomique	17
14.1.1. Qu'est-ce que le système respiratoire ?	17
14.1.2. Quels sont les organes de l'appareil respiratoire ?	17
14.1.3. Le trajet de l'air dans l'appareil respiratoire	18
14.2. Physiologie respiratoire	18
14.2.1. La ventilation pulmonaire	18
14.2.2. L'inspiration	18
14.2.3. L'expiration	18
14.2.4. Volumes et capacités pulmonaires	19
14.2.4.1. Les volumes pulmonaires	19
14.2.4.2. Les capacités pulmonaires	19

SOMMAIRE

14.2.5. Les échanges gazeux	20
15. Plusieurs conceptions pour plus d'une entreprise	20
16. Conclusion	22

CHAPITRE 2 – L'ETUDE D'UN RESPIRATEUR OXYGEN-IP

1. Introduction	23
2. Présentation	23
3. Présentation de société PROTOFY.XYZ	23
4. Analyse fonctionnelle de respirateurOxyGEN-IP « Partie mécanique »	23
4.1. Composantes du respirateur OxyGEN-IP	25
4.2. Accessoires	27
4.3. Changement de cames	27
4.4. Partie mécanique	28
4.5. Processus d'assemblage équipement assistance respiration	29
4.5.1. Pre-montage groupe électrique	29
4.5.2. Préparation de la carcasse	32
4.5.3. Boîtier	34
4.5.4. Montage du boîtier du respirateur artificiel	37
4.5.5. Assemblage du couvercle électrique	39
4.5.6. Pré assemblage couverture extérieure du respirateur	41
4.5.7. Respirateur à couvercle centrale	42
4.5.8. Couvercle électrique	44
4.5.9. Couvercle du respirateur	46
4.5.10. Manomètre de pression	47
4.6. Dessin de partie mécanique par SOLIDWORKS	48
4.6.1. Support de Roulement	48
4.6.2. Casier à came	49
4.6.3. Axe du moteur	51
4.6.4. Casier d'axe de moteur	52
4.6.5. Epingle	53
4.6.6. Rouleau externe	54
4.6.7. Rouleau interne	56
4.6.8. Support de rouleau	57
4.6.9. Axe du bras oscillant	59
4.6.10. Planche de bras oscillant	60
5. Analyse fonctionnelle de respirateurOxyGEN-IP « Partie électrique »	61
6. Conclusion	63

CHAPITRE 3– L'ETUDE ET REALISATION D'UN RESPIRATEUR ARTIFICIEL MICRO-CONTROLE

1. 1. Introduction	64
2. 2. Etude pour réalisation (partie électrique et commande)	64
2.1. Moteur électrique	64

SOMMAIRE

2.1.1. Le moteur à courant continue	64
2.1.1.1. Principe de fonctionnement du moteur à courant continu	65
2.1.1.2. Les avantages et inconvénients de la moteur à courant continu	66
2.1.2. Moteur pas à pas	66
2.1.2.1. Moteur pas à pas bipolaire et unipolaire	67
2.1.2.2. Types moteurs pas à pas	68
2.1.2.3. Moteurs pas à pas comment ça marche ?	69
2.1.2.4. Les avantages et inconvénients de moteurs pas à pas	71
2.2. Présentation de Arduino	71
2.3. Shield CNC	74
2.4. Driver (A4988)	74
2.5. Les écran LCD	75
2.6. Les capteurs	76
3. 3.L'étude pratique	76
3.1. Les composantes partie électrique et électronique	76
3.2. Partie mécanique	78
3.3. Le principe de fonctionnement	78
3.4. Mise en situation	78
4. Conclusion	79
Conclusion générale	80
Bibliographie et références	
Annexe 1 (Programmation des Arduino)	

Résumé

La crise du COVID-19 en Algérie est caractérisée par une pénurie de fournitures médicales, en particulier d'équipements de base de soins intensifs tels que les respirateurs. La pénurie des respirateurs rendra le système de santé même en cas de disponibilité des lits et les professionnels, incapable de fournir un traitement approprié aux patients gravement atteints de dysfonction respiratoire. Dans un souci de temps de réponse rapide à ces besoins urgents, le présent mémoire de master étudie un respirateur artificiel Espagnol OxyGEN-IP, proposé comme brevet d'invention en libre accès (Open Source). Cependant, une modification a été apportée au respirateur OxyGEN-IP, en proposant un moteur pas-à-pas micro contrôlé avec un contrôleur Arduino Uno au lieu d'utiliser des cames de formes complexes proposées dans le respirateur artificiel Espagnol. Afin de permettre sa fabrication effective, tous les détails technologiques (conception et fabrication mécanique, électrique et électronique) du respirateur artificiel sélectionné sont proposés et expliqués.

Mots clés

Respirateur artificiel OxyGEN-IP, Moteur pas-à-pas, Micro-contrôleur Arduino Uno, Conception et réalisation.

Abstract

Algeria's COVID-19 crisis is characterized by a shortage of medical supplies, especially basic intensive care equipment such as ventilators. The shortage of ventilators will make the healthcare system, even when beds and professionals are available, unable to provide appropriate treatment to patients with severe respiratory dysfunction. For the sake of rapid response time to these urgent needs, this master's thesis studies the Spanish OxyGEN-IP artificial respirator, offered as an open source patent. However, a modification has been made to the OxyGEN-IP respirator, offering a micro stepper motor controlled with an Arduino Uno controller instead of using the complex shaped cams offered in the Spanish artificial respirator. In order to allow its effective manufacture, all technological details (mechanical, electrical and electronic design and manufacture) of the selected artificial respirator are offered and fully explained.

Keywords

OxyGEN-IP artificial respirator, Stepper motor, Arduino Uno micro-controller, Design and production.

ملخص

تتميز أزمة فيروس كورونا في الجزائر بنقص الإمدادات الطبية ، وخاصة معدات العناية المركزة الأساسية مثل أجهزة التنفس الصناعي. سيؤدي النقص في أجهزة التنفس الصناعي إلى جعل نظام الرعاية الصحية ، حتى مع توفر الأسرة ، وعدم قدرة المهنيين على توفير العلاج المناسب للمرضى الذين يعانون من ضعف شديد في الجهاز التنفسي. من أجل وقت الاستجابة السريعة لهذه الاحتياجات الملحة ، تدرس أطروحة الماجستير هذه جهاز تنفس اصطناعي OxyGEN-IP إسبانياً ، يتم تقديمه كبراءة اختراع مفتوحة المصدر.

ومع ذلك ، تم إجراء تعديل على جهاز التنفس OxyGEN-IP ، مما يوفر محرك درجي صغير يتم التحكم فيه بواسطة وحدة تحكم Arduino Uno بدلاً من استخدام الكامات المعقدة الشكل المتوفرة في جهاز التنفس الصناعي الإسباني. من أجل السماح بتصنيعه الفعال ، يتم اقتراح وشرح جميع التفاصيل التكنولوجية (التصميم والتصنيع الميكانيكي والكهربائي والإلكتروني) لجهاز التنفس الصناعي المختار.

الكلمات الدالة

جهاز تنفس اصطناعي OxyGEN-IP ، محرك درجي ، وحدة تحكم دقيقة Arduino Uno ، تصميم وإنتاج.

Liste des abréviations, figures, schémas et tableaux

LISTE DES ABREVIATIONS

AI : Aide inspiratoire

C/min : Cycle par minute

CI : Capacité inspiratoire

CO₂ : Dioxyde de carbone

CPAP : Continuous positive airway pressure

CPT : Capacité pulmonaire totale

CRF : Capacité résiduelle fonctionnelle

CV : Capacité vitale

Fc : Fréquence de répétition des cycles machines

FiO₂ : Fraction inspirée en oxygène

Fr : Fréquence respiratoire

Kg : Kilogramme

L : Litres

mL : Mili-litres

ml/Kg : Mili-litres par kilogramme

N₂ : Diazote

O₂ : Oxygène

PaCO₂ : Pression partielle en dioxyde de carbone

PaO₂ : Pression partielle en oxygène

PEP : Pression expiratoire positive

Pmax : Pression maximale

S : Seconde

SDRA : Syndrome de détresse respiratoire aigue

Vt : Volume courant

VC : Ventilation contrôlée

LISTE DES ABREVIATIONS

VI : Ventilation invasive

VM : Ventilation minute

VNI : Ventilation non invasive

VPP : Ventilation en pression positive

VR : Volume résiduel

VRE : Volume de réserve expiratoire

VRI : Volume de réserve inspiratoire

Covid-19 : Corona virus disease- 2019, maladie due au coronavirus-2019

G : Gramme

H : Heure

MEP : Mise en plan

Chapitre 1 :

Fig.1.1 : principe de fonctionnement d'un respirateur artificiel	5
Fig.1.2 : Ventilateur de Transport	7
Fig.1.3 : Ventilateur de réanimation	7
Fig.1.4 : Ventilateur d'anesthésie	8
Fig.1.5 : Méthodes de montage	14
Fig.1.6 : Medtronic partage ses spécifications et son code de conception de ventilateurs portables gratuitement à tous	15
Fig.1.7 : Le trajet de l'air dans l'appareil respiratoire	18
Fig.1.8 : HAMILTON-C6 La nouvelle génération de ventilateurs USI intelligents	20
Fig.1.9 : HAMILTON-T1 Ventilateur USI de transport entièrement équipé pour les forces armées	21
Fig.1.10 : Dräger Evita V800	21
Fig.1.11 : OxyGEN-IP	21

Chapitre 2 :

Fig.2.1 : Version construite en acrylique et en bois	24
Fig.2.2 : Respirateur OxyGEN-IP	25
Fig.2.3 : Composantes du respirateur OxyGEN-IP	25
Fig.2.4 : Les cames en OxyGEN-IP	27
Fig.2.5 : Les dimensions respirateur OxyGEN-IP	28
Fig.2.6 : Les éléments interne respirateur OxyGEN-IP 1	28
Fig.2.7 : Les éléments interne respirateur OxyGEN-IP 2	29
Fig.2.8 : Pre-montage groupe électrique 1	29
Fig.2.9 : Pre-montage groupe électrique 2	30
Fig.2.10 : Pre-montage groupe électrique 3	30
Fig.2.11 : Pre-montage groupe électrique 4	30
Fig.2.12 : Pre-montage groupe électrique 5	31
Fig.2.13 : Pre-montage groupe électrique 6	31
Fig.2.14 : Préparation de la carcasse 1	32
Fig.2.15 : Préparation de la carcasse 2	32
Fig.2.16 : Préparation de la carcasse 3	32
Fig.2.17 : Préparation de la carcasse 4	33
Fig.2.18 : Préparation de la carcasse 5	33
Fig.2.19 : Boîtier 1	34
Fig.2.20 : Boîtier 2	34
Fig.2.21 : Boîtier 3	35
Fig.2.22 : Boîtier 4	35
Fig.2.23 : Boîtier 5	35
Fig.2.24 : Boîtier 6	36
Fig.2.25 : Boîtier 7	36
Fig.2.26 : Montage du boîtier du respirateur artificiel 1	37
Fig.2.27 : Montage du boîtier du respirateur artificiel 2	37
Fig.2.28 : Montage du boîtier du respirateur artificiel 3	38
Fig.2.29 : Montage du boîtier du respirateur artificiel 4	38
Fig.2.30 : Assemblage du couvercle électrique 1	39
Fig.2.31 : Assemblage du couvercle électrique 2	39

	40
Fig.2.32 : Assemblage du couvercle électrique 3	
Fig.2.33 : Assemblage du couvercle électrique 4	40
Fig.2.34 : Assemblage du couvercle électrique 5	41
Fig.2.35 : Pré assemblage couverture extérieure du respirateur 1	41
Fig.2.36 : Pré assemblage couverture extérieure du respirateur 2	42
Fig.2.37 : Respirateur à couvercle centrale 1	42
Fig.2.38 : Respirateur à couvercle centrale 2	43
Fig.2.39 : Respirateur à couvercle centrale 3	43
Fig.2.40 : Respirateur à couvercle centrale 4	43
Fig.2.41 : Couvercle électrique 1	44
Fig.2.42 : Couvercle électrique 2	44
Fig.2.43 : Couvercle électrique 3	45
Fig.2.44 : Couvercle électrique 4	45
Fig.2.45 : Couvercle électrique 5	46
Fig.2.46 : Couvercle électrique 6	46
Fig.2.47 : Couvercle du respirateur 1	46
Fig.2.48 : Couvercle du respirateur 2	47
Fig.2.49 : Manomètre de pression 1	47
Fig.2.50 : Manomètre de pression 2	48
Fig.2.51 : MEP support de Roulement 1	48
Fig.2.52 : Support de Roulement 2 (3D)	49
Fig.2.53 : MEP casier à came 1	49
Fig.2.54 : Casier à came 2 (3D)	50
Fig.2.55 : Casier à came 3 (3D)	50
Fig.2.56 : MEP axe du moteur 1	51
Fig.2.57 : Axe du moteur 2 (3D)	51
Fig.2.58 : MEP casier d'axe de moteur 1	52
Fig.2.59 : Casier d'axe de moteur 2 (3D)	52
Fig.2.60 : Casier d'axe de moteur 3 (3D)	53
Fig.2.61 : MEP epingle 1	53
Fig.2.62 : Epingle 2 (3D)	54
Fig.2.63 : MEP rouleau externe 1	54
Fig.2.64 : Rouleau externe 2 (3D)	55
Fig.2.65 : Rouleau externe 3 (3D)	55
Fig.2.66 : MEP rouleau interne 1)	56
Fig.2.67 : Rouleau interne 2 (3D)	56
Fig.2.68 : Rouleau interne 3 (3D)	57
Fig.2.69 : MEP support de rouleau 1	57
Fig.2.70 : Support de rouleau 2 (3D)	58
Fig.2.71 : Support de rouleau 3 (3D)	58
Fig.2.72 : MEP axe du bras oscillant 1	59
Fig.2.73 : Axe du bras oscillant 2	59
Fig.2.74 : Planche de bras oscillant 1 (3D)	60
Fig.2.75 : Planche de bras oscillant 2 (3D)	60
Fig.2.76 : Electric diagram	61
Fig.2.77 : Un servomoteur	61
Fig.2.78 : Une diode Schottky	61

Chapitre 3

Fig.3.1 : Moteur à courant continu	64
Fig.3.2 : Principe de fonctionnement du moteur à courant continu	65
Fig.3.3 : Moteur pas à pas	66
Fig.3.4 : Moteur pas à pas bipolaire (à gauche) unipolaire (à droite)	67
Fig.3.5 : Principe de fonctionnement du moteur pas à pas en pas complet avec une alimentation biphasée	69
Fig.3.6 : Principe de fonctionnement du moteur en mode demi-pas avec une alimentation biphasée	70
Fig.3.7 : Module carte Arduino	72
Fig.3.8 : L'interface de IDE Arduino	73
Fig.3.9 : Shield CNC	74
Fig.3.10 : Structure de A4988	75
Fig.3.11 : Branchement du LCD avec 4 fils de données - montage	75
Fig.3.12 : Schéma d'un capteur	76
Fig.3.13 : Moteur NEMA 17 china	76
Fig.3.14 : Partie mécanique en réel	78
Fig.3.15 : Schéma principe de fonctionnement	78
Fig.3.16 : Schéma générale de système réaliser	79

Chapitre 1

Schéma1.1 : Courbes de pression et de débit en ventilation à volume contrôlée	10
Schéma 1.2 : Courbe de pression	10
Schéma 1.3 : Courbe des pressions sans et avec PEP...	11
Schéma 1.4 : Courbe de pression et débit inspiratoire	12
Schéma 1.5 : Asservissement automatique du débit à la pression	12
Schéma 1.6 : Pente de l'aide inspiratoire	13

Chapitre 3

Schéma3.1 : Schéma bloc de principe du contrôle d'un moteur pas-à-pas	67
--	-----------

Chapitre 2

Tableau2.1 : Composantes du respirateur OxyGEN-IP	26
Tableau2.2 : Choix des cames suivant le volume d'air	27
Tableau2.3: Caractéristiques du moteur électrique	61

Introduction générale

Pendant la rédaction de ce mémoire de master en électromécanique, le nombre d'individus infectés par COVID-19, une forme sévère de syndrome respiratoire aigu causé par le membre Sars-CoV-2 de la famille des virus des coronavirus, a atteint près de cent millions et le nombre de morts près de deux millions. L'infection provoque une variété de symptômes allant d'un léger inconfort au syndrome respiratoire aigu sévère, dans lequel le patient est souvent incapable de respirer sans aide externe. En Algérie par exemple, le nombre croissant de personnes atteintes présentant des symptômes graves de la maladie au cours des multiples vagues d'infection représente un défi considérable pour les services médicaux qui ont été confrontés à une surcharge de demande de lits, de professionnels et d'équipements.

Face à cela, la pénurie de fournitures médicales, en particulier d'équipements de base de soins intensifs tels que les ventilateurs, est une préoccupation majeure ; elle peut entraîner l'arrêt des services médicaux. La pénurie de ventilateurs, rendra le système de santé même en cas de disponibilité des lits et les professionnels, incapable de fournir un traitement approprié aux patients gravement atteints de dysfonction respiratoire.

Une voie des plus efficaces, qui sans aucun doute est très bénéfique en termes de stimulation de la réponse de la science à la pandémie dans la recherche d'un traitement, est l'adoption de la science ouverte en général (open science) et les Open Source Hardware (OSH) en particulier comme par exemple l'accélération de la diffusion des connaissances des brevets d'invention liés au respirateurs artificiels.

Selon les définitions de l'Open Source Hardware Association (OSHWA), les Open Source Hardware (OSH) sont des produits technologiques tangibles dont la propriété intellectuelle (schémas, conceptions 3D, câblage, logiciels, etc.) est disponible sur Internet gratuitement sans aucune restriction pour que d'autres puissent construire, adapter et les utiliser à différents objectifs, y compris l'utilisation commerciale (www.oshwa.org).

Les universités et les centres de recherche en Algérie, doivent collaborer avec le milieu industriel et le secteur de la santé en profitant de l'opportunité offerte par les Open Source, pour non seulement produire des respirateurs artificiels, mais aussi élaborer une nouvelle plateforme de collaboration dans différents secteurs et projets à caractère socio-économique.

Le présent mémoire de master a été défini avec comme objectifs :

- Etudier un certain nombre de projets des respirateurs artificiels en Open Source, en sélectionnant celui regroupant le maximum de critères positifs, comme par exemple la facilité de fabrication, le cout réduit, et la disponibilité des détails de conception et de fabrication.
- Comprendre les détails technologiques (mécanique, électrique et électronique) du respirateur sélectionné.
- Proposer certaines modifications s'il y a lieu, lorsque des contraintes technologiques de fabrication se présentent, ceci en tenant compte des moyens humains et matériels disponibles au niveau de l'université 8 Mai 1945 de Guelma.
- Participer avec ce modeste travail de master à l'effort du combat contre le COVID-19.
- Enfin, définir un sujet de master en co-tutelle grâce à une étroite collaboration entre le département de génie mécanique et celui d'électrotechnique et électronique, avec entre autre, une partie réalisation.

Le présent mémoire est organisé comme suit : le chapitre 1 présente des généralités sur le respirateur artificiel (principe de fonctionnement, différents types, les paramètres fondamentaux à contrôler, etc..).

Le chapitre 2 présente tous les détails technologiques (conception et fabrication) du respirateur artificiel sélectionné pour la présente étude à savoir le respirateur Espagnol OxyGEN-IP.

C'est dans le chapitre 3 que sera présenté le respirateur artificiel micro-contrôlé qui est en fait une modification de OxyGEN-IP. Les modifications font suite aux difficultés à fabriquer des cames de formes complexes proposées dans le respirateur artificiel Espagnol OxyGEN-IP : il a alors été décidé d'opter pour un système sans cames utilisant un moteur pas à pas micro contrôlé par un micro contrôleur Arduino Uno. Enfin, une conclusion générale avec des perspectives consacra la dernière partie du mémoire.

Partie théorique

Chapitre 1:

GÉNÉRALITÉ SUR LES RESPIRATEUR ARTIFICIELLE

1. Introduction

Le coronavirus attaque le système respiratoire, provoquant un essoufflement, une perte d'approvisionnement des tissus en oxygène et éventuellement une suffocation et la mort. Afin de maintenir ces patients en vie, il est nécessaire d'utiliser des appareils de respiration artificielle ou des ventilateurs. La conception et la production de ces appareils relativement simples et peu coûteux pour sauver la vie d'un plus grand nombre de patients est au centre de ce projet.

2. Qu'est-ce qu'un respirateur artificiel?

Un respirateur artificiel est un appareil médical d'assistance respiratoire, qui vise à assurer une ventilation artificielle des poumons à un malade lors d'une opération chirurgicale ou souffrant d'insuffisance respiratoire.

Les deux principaux types de ventilation mécanique comprennent la ventilation à pression positive où l'air (ou un autre mélange gazeux) est poussé dans les poumons par les voies respiratoires, et la ventilation à pression négative où l'air est généralement, essentiellement, aspiré dans les poumons en stimulant le mouvement de la poitrine. En dehors de ces deux types principaux, il existe de nombreux modes spécifiques de ventilation mécanique, et leur nomenclature a été révisée au fil des décennies au fur et à mesure de l'évolution de la technologie. [1]

3. Ventilateurs à microprocesseur

Le contrôle par microprocesseur a conduit à la troisième génération de ventilateurs d'unité de soins intensifs (USI), à commencer par le Dräger EV-A en 1982 en Allemagne qui permettait de surveiller la courbe respiratoire du patient sur un moniteur LCD. Un an plus tard, Puritan Bennett 7200 et Bear 1000, SERVO 300 et Hamilton Veolar ont suivi au cours de la décennie suivante. Les microprocesseurs permettent une distribution et une surveillance de gaz personnalisées, ainsi que des mécanismes de distribution de gaz beaucoup plus réactifs aux besoins des patients que les générations précédentes de ventilateurs mécaniques. [2]

4. L'histoire du respirateur

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. 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. Tous les réanimateurs seniors gardent en mémoire l'Engström 150 (1954), premier ventilateur moderne, électrique, qui a permis le développement de la réanimation. Dès 1959, Frumin proposa l'application d'une pression expiratoire positive réalisée grâce à une colonne d'eau. Mais, c'est Asbaugh et Petty qui firent la promotion de cette méthode appelée continuous positive airway pressure puis « positive end expiratory pressure » (PEEP). En 1970, Siemens équipa son « Servo 900 A » d'une valve de PEEP et offrit la possibilité de mesurer en continu les pressions aériennes et les débits gazeux. 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. [3]

5. Quel est le principe de 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.[4]

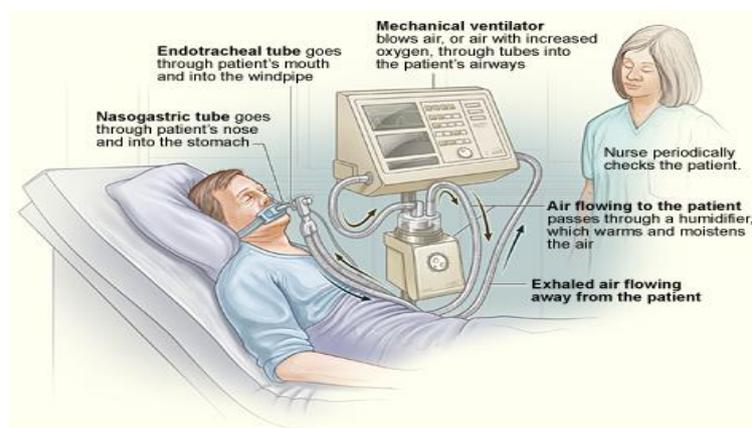


Fig.1.1 : principe de fonctionnement d'un respirateur artificiel

6. Objectifs de la ventilation mécanique

La ventilation a pour but :

- D'assurer une oxygénation satisfaisante.
- D'assurer une élimination de CO₂ suffisante et un Ph acceptable.
- Diminuer le travail des muscles respiratoires afin d'éviter l'épuisement.

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 ou soit une certaine pression définie par le praticien. Ce mélange sera enrichi en oxygène. C'est ce qu'on appelle la FiO₂, fraction insufflée en oxygène.

7. Système vital

Parce qu'une panne peut entraîner la mort, les systèmes de ventilation mécanique sont classés comme des systèmes vitaux, et des précautions doivent être prises pour s'assurer qu'ils sont très fiables, y compris leur alimentation électrique. L'insuffisance ventilatoire est l'incapacité de maintenir un taux d'élimination de CO₂ suffisant pour maintenir un pH stable sans assistance mécanique, fatigue musculaire ou dyspnée intolérable. Les ventilateurs mécaniques sont donc soigneusement conçus pour qu'aucun point de défaillance ne puisse mettre le patient en danger. Ils peuvent avoir des mécanismes de secours manuels pour permettre la respiration manuelle en l'absence d'alimentation (comme le ventilateur mécanique intégré dans un appareil d'anesthésie). Ils peuvent également comporter des soupapes de sécurité, qui s'ouvrent à l'atmosphère en l'absence d'alimentation pour agir comme une soupape anti-étouffement pour la respiration spontanée du patient. Certains systèmes sont également équipés de réservoirs de gaz comprimé, de compresseurs d'air ou de batteries de secours pour assurer la ventilation en cas de panne de courant ou d'alimentation en gaz défectueuse, ainsi que des méthodes de fonctionnement ou d'appel à l'aide en cas de défaillance de leurs mécanismes ou logiciels.

Les pannes de courant, comme lors d'une catastrophe naturelle, peuvent créer une situation d'urgence potentiellement mortelle pour les personnes utilisant des ventilateurs dans un établissement de soins à domicile. La puissance de la batterie peut être suffisante pour une brève perte d'électricité, mais des pannes de courant plus longues peuvent nécessiter une visite à l'hôpital. [5]

8. Les différents types de respirateurs

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 pneumatique, dont l'alimentation en air du patient est assuré par l'effet d'un gaz comprimé, embarqué en bouteilles avec le ventilateur de transport.

Les ventilateurs de transport à gaz comprimé disposent toutefois également d'une motorisation électrique afin d'assurer l'alimentation des moniteurs de contrôle (débit de gaz, oxygène, rythme de respiration, etc.). Un patient Covid-19 a souvent besoin d'un respirateur de réanimation plus complexe, présent dans les services de réanimation. [6]



Fig.1.2 : Ventilateur de Transport

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



Fig.1.3 : Ventilateur de réanimation

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. [6]



Fig.1.4 : Ventilateur d'anesthésie

9. Indications de la ventilation mécanique

- Détresse respiratoire :
 - ✓ SDRA
 - ✓ Insuffisance cardiaque
 - ✓ Pneumonie
 - ✓ Choc septique
 - ✓ Chirurgie
 - ✓ Traumatisme
- Coma
- Exacerbation de BPCO
- Pathologie neuromusculaire

10. Les paramètres fondamentaux du système respiratoire à régler et à surveiller dont nous intéressons aux mécanismes des échanges gazeux :

Les paramètres fondamentaux à régler et à surveiller sont les suivants :

- Les paramètres de volume : Le volume courant (V_t), la ventilation minute (VM)
- Les paramètres de temps : La fréquence F_c , le rapport I/E
- Les paramètres de pression : La pression de crête, de plateau, moyenne, PEEP, P_{max} , Aide Inspiratoire
- Les paramètres de débit : Le débit inspiratoire, la pente de l'aide inspiratoire
- La composition du mélange gazeux : la F_{iO_2}

10.1. Le volume courant (V_t)

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 :

$$V_t = 70 \text{ Kg} \times 10 \text{ ml/Kg} = 700 \text{ ml} = 0.7 \text{ l}$$

10.2. La fréquence F_c

C'est la fréquence de répétition des cycles machines (de 12 à 15 en moyenne chez l'adulte).

Si $F_{vc} = 12$, le patient recevra 12 fois par minute le V_t réglé, soit 12 fois en 60 s,

Soit ($60/12 = 5$ s) un cycle complet (insufflation + expiration) toutes les 5 secondes.

10.3. La ventilation minute (VM)

C'est le produit du volume courant par la fréquence : Si $V_t = 0.70$ l et $F = 10$ c/min

Alors $VM = 0.7 * 10 = 7$ l/mn

10.4. Le rapport I/E

C'est la valeur du temps inspiratoire (T_i) divisée par celle du temps expiratoire (T_e).

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_{pl}) : la pression est maintenue dans les voies aériennes, mais le débit est nul (Voir schéma 1.1).

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 $T_i = 1\text{ s}$ et $T_e = 2\text{ s}$ ---> $I/E = T_i/T_e = 1/2$.

Courbes de pression et de débit en ventilation à volume contrôlée

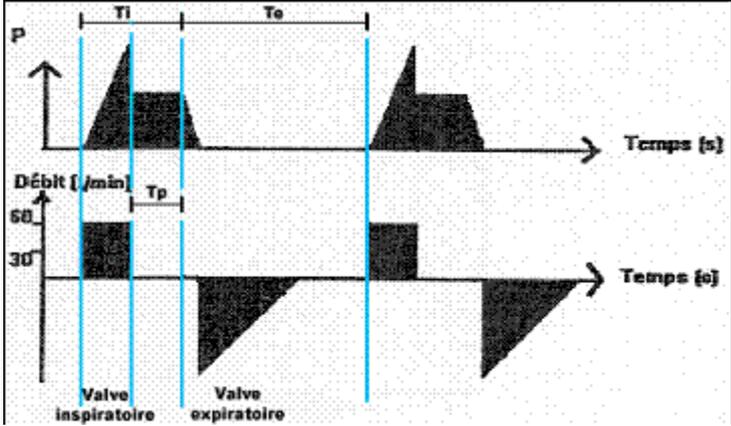


Schéma1.1 : Courbes de pression et de débit en ventilation à volume contrôlée

10.5. La pression de crête

C'est la pression maximale atteinte pendant la phase d'insufflation active du T_i .

10.6. La pression de plateau

C'est la pression mesurée par l'appareil au niveau de la pièce Y pendant la phase passive du temps inspiratoire

10.7. La pression moyenne

C'est la moyenne de la pression pendant un cycle complet ($T_i + T_e$)

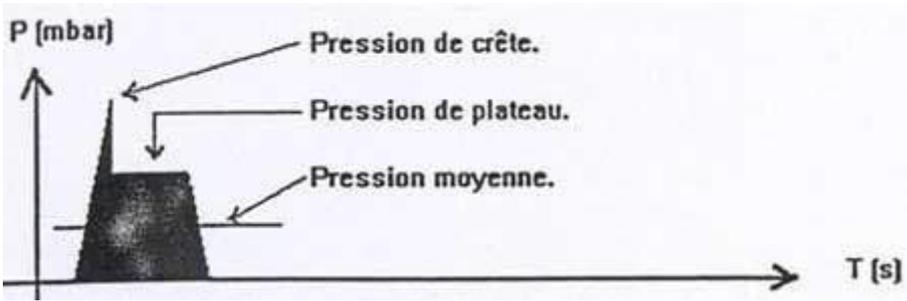


Schéma 1.2 : Courbe de pression

10.8. La PEP (*Pression expiratoire positive*)

C'est une pression résiduelle maintenue dans les voies aériennes pendant l'expiration. Autrement dit, au lieu que l'expiration soit complètement libre, on fixe une pression de consigne (la pep). Au début de l'expiration, la pression qui était la pression de plateau en Vc diminue à mesure que le patient expire. Lorsque que cette pression a atteint la pression de pep, réglée, la valve expiratoire se ferme : une pression résiduelle constante est donc maintenue dans les voies aériennes.

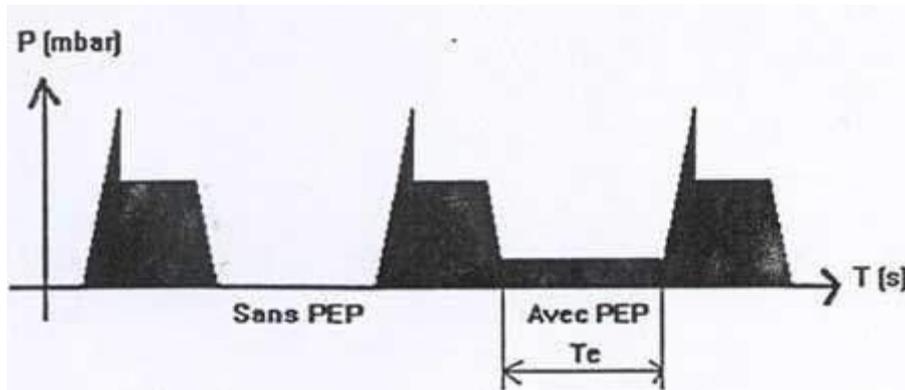


Schéma 1.3 : Courbe des pressions sans et avec PEP

Avantages :

En maintenant ouvertes certaines alvéoles en fin d'expiration, elle permet :

- Une augmentation du recrutement alvéolaire
- Une limitation du risque d'atélectasies en maintenant les alvéoles ouvertes.
- Une augmentation de la capacité résiduelle fonctionnelle (C.R.F.).
- Une amélioration possible de la compliance thoraco-pulmonaire.

Inconvénients :

- Retentissement hémodynamique (diminution du débit cardiaque et du retour veineux).
- Augmentation du risque de barotraumatisme car augmentation de la pression moyenne.

Indications :

- SDRA, Collapsus alvéolaire, Odème, mal asthmatique, certaines contusions pulmonaires.

10.9. Le débit inspiratoire

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). Un bas débit permet de remplir lentement les poumons et d'éviter les pressions de crête élevées. 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.

Influence du débit sur la courbe de pression (Paw) en Vc.

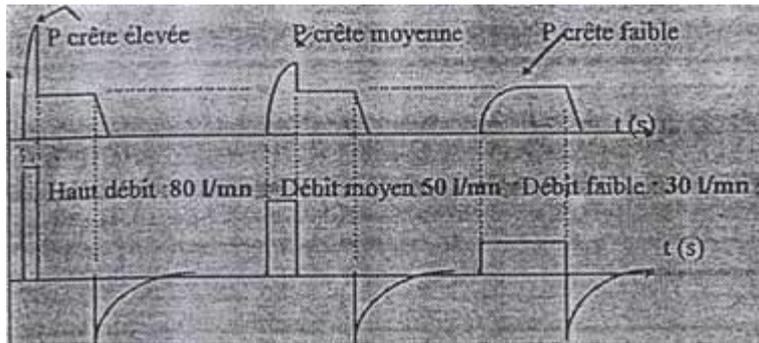


Schéma 1.4 : Courbe de pression et débit inspiratoire

10.10. La Pmax (pression maximum)

La Pmax 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, (Paw), c'est à dire dans le circuit patient Deux causes peuvent être à l'origine d'une augmentation de ces pressions.

le ventilateur en insufflant un volume courant Ces pressions monteront dangereusement par exemple lorsque le volume courant insufflé sera trop grand par rapport aux capacités pulmonaires du patient. Le bouton de Pmax sur les Evita permet de contrôler ces augmentations de pression, en réagissant différemment selon l'origine des surpressions ; : patient ou machine. Asservissement automatique du débit à la pression.

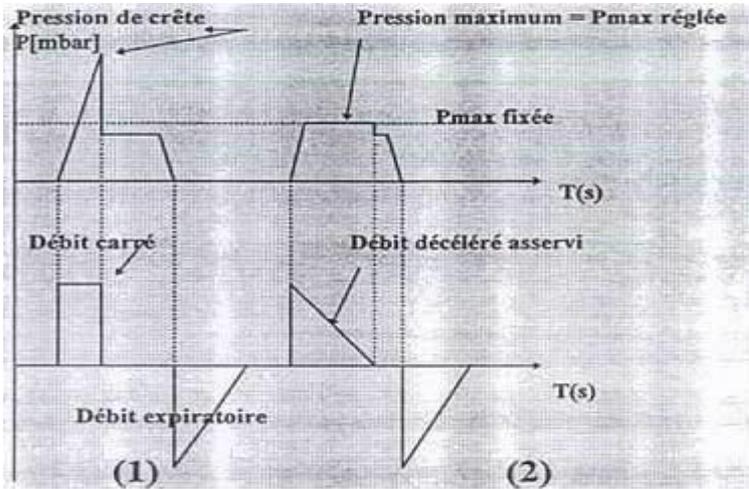


Schéma 1.5 : Asservissement automatique du débit à la pression

10.11. *La FiO2*

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

Si la $FiO_2 = 60\%$, le mélange insufflé au malade est constitué à 60 % d'O₂. (A noter qu'au-delà de cette valeur de 60 %, l'oxygène peut être toxique pour le parenchyme pulmonaire). L'air que nous respirons à une FiO_2 à 21 %.

10.12. *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

10.13. *La pente de l'aide inspiratoire*

Elle est à l'aide inspiratoire, ce que le débit est à la ventilation contrôlée. Elle permet d'améliorer le confort du patient ventilé, en s'adaptant à sa mécanique ventilatoire (RC). La valeur de l'aide inspiratoire fixée est forcément atteinte, seule la façon d'y arriver est différente.

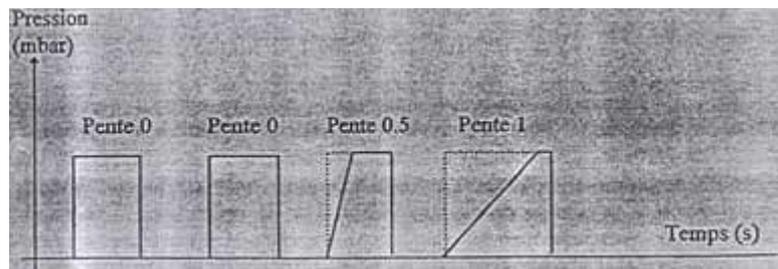


Schéma 1.6 : Pente de l'aide inspiratoire

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). [7] [8] [9]

11. Méthodes de montage pour le patient

- Ventilation mécanique non invasive : VNI
 - ✓ Cours spécifique
 - ✓ Technique relativement aisée
 - ✓ Indications classiques : IRC, BPCO
 - ✓ Indications nouvelles : IRA hypoxémique, ID
 - ✓ Doit permettre d'améliorer le pronostic et éviter un certain nombre d'intubation
- Ventilation mécanique invasive. [10]

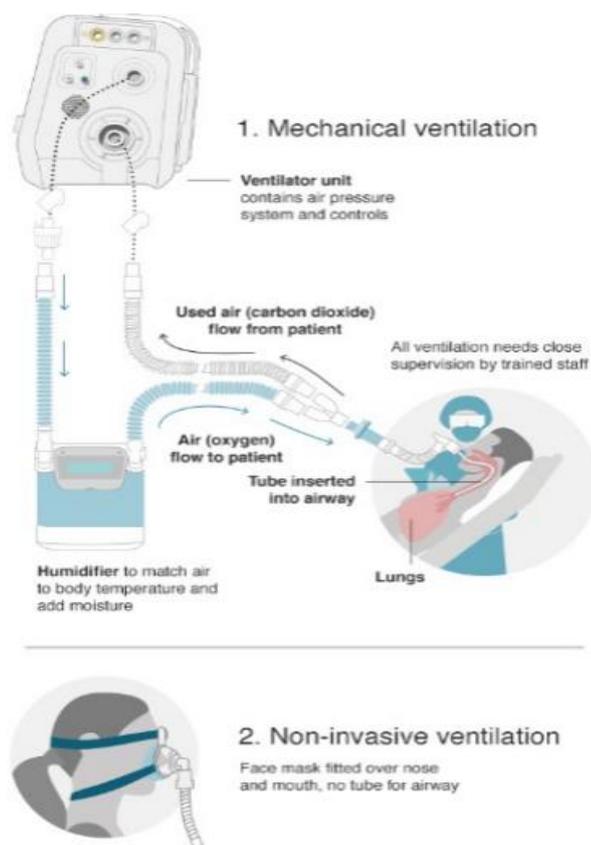


Fig.1.5 : Méthodes de montage

12. Pandémie de covid-19

La pandémie de COVID-19 a entraîné des pénuries de biens et services essentiels - des désinfectants pour les mains aux masques en passant par les lits et les ventilateurs. Plusieurs pays ont déjà connu une pénurie de ventilateurs.

Cinquante-quatre gouvernements, dont beaucoup en Europe et en Asie, ont imposé des restrictions sur les exportations de fournitures médicales en réponse à la pandémie de coronavirus.

Le nombre de ventilateurs varie selon les pays. Lorsque les données ne sont souvent pas disponibles pour les ventilateurs en particulier, des estimations sont parfois faites sur la base du nombre de lits d'unité de soins intensifs disponibles, qui contiennent souvent des ventilateurs. [11]

12.1. Ventilateurs open source

Un ventilateur open source est un ventilateur en situation de catastrophe fabriqué à l'aide 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 l'ingénierie inverse à des créations entièrement nouvelles, les composants peuvent être des adaptations de divers produits existants peu coûteux, et des pièces spéciales difficiles à trouver et/ou coûteuses peuvent être imprimées en 3D au lieu d'être achetées.

Pendant la pandémie de COVID-19 2019-2020, différents types de ventilateurs ont été envisagés. Les décès causés par COVID-19 se sont produits lorsque les personnes les plus gravement infectées souffrent d'un syndrome de détresse respiratoire aiguë, une inflammation généralisée des poumons qui altère la capacité des poumons à absorber l'oxygène et à expulser le dioxyde de carbone. Ces patients ont besoin d'un ventilateur capable de continuer à respirer.

Parmi les ventilateurs qui pourraient être amenés dans la lutte contre le COVID-19, il y a eu de nombreuses inquiétudes. Ceux-ci incluent la disponibilité actuelle, le défi de fabriquer des ventilateurs plus nombreux et moins coûteux, l'efficacité, la conception fonctionnelle, la sécurité, la portabilité, l'adéquation aux nourrissons, l'affectation au traitement d'autres maladies et la formation des opérateurs. Déployer les meilleurs mélanges possibles de ventilateurs peut sauver le plus de vies. [12]



Fig.1.6 : Medtronic partage ses spécifications et son code de conception de ventilateurs portables gratuitement à tous

12.2.Importance respirateur artificiel pour covid-19

Les respirateurs servent à placer les malades sous ventilation artificielle. Une méthode fondamentale dans le cas d'une maladie comme Covid-19, puisque les complications de cette pneumonie se traduisent par une détresse respiratoire aiguë. Lorsque c'est le cas, la vie du patient est en danger, il n'arrive plus inspirer et expirer normalement. Les poumons ne peuvent plus se fournir correctement en oxygène en le transitant vers le sang. Le patient a donc besoin d'être aidé dans la mécanique de respiration. C'est là qu'il est placé en réanimation, sous respiration artificielle.

La machine qui est utilisée, le fameux respirateur, permet d'intuber le patient. Cette machine respire à la place des voies respiratoires naturelles, menant l'air jusqu'aux poumons et rétablissant l'oxygénation du sang. Le respirateur est contrôlé par le personnel médical via une interface placée à côté du patient. Des prises de sang régulières sont nécessaires pour vérifier les niveaux d'oxygène et les soins qu'implique la réanimation ne s'arrêtent pas là. L'intubation nécessite en général que le patient en détresse respiratoire soit placé dans un coma artificiel, grâce à du curare, afin de supporter la ventilation artificielle quand elle est invasive. Dans ces cas-là, le personnel médical doit changer régulièrement la position du patient, en le mettant sur le ventre, pour éviter des lésions aux poumons ou pour essayer de profiter des alvéoles encore fonctionnelles. Cette pratique est très délicate à réaliser. Elle réclame jusqu'à cinq personnes, d'où l'importance d'équipes qui ne sont pas en sous-effectif.

La réanimation, grâce au respirateur artificiel, sert à assurer la survie des patients jusqu'à ce que leur corps puisse à nouveau assurer naturellement la fonction de respiration. Cela dure donc un grand nombre de jours, une douzaine en moyenne d'après les services d'Ile-de-France par exemple.

13. Modes de ventilation mécanique

Les modes ventilatoires les plus simples permettent de ventiler les patients dans la plus Grande partie des situations cliniques. Les principaux modes ventilatoires utilisés sont :

- Mode volume contrôlé.
- Mode pression contrôlée.
- Mode assisté contrôlé intermittent.
- Jet-ventilation.
- Mode aide inspiratoire.
- Modes automatiques.

Ces modes règlent automatiquement certains paramètres ventilatoires, ou passent automatiquement d'un mode de ventilation contrôlée en ventilation assistée.

13.1.Mode volume contrôlé

Administration d'un volume courant fixe (8-10 ml/kg) à une fréquence déterminée (6-12 c/min) ; C'est le mode le plus fréquemment utilisé en anesthésie.

13.2.Mode pression contrôlée

Réglage non pas du volume courant, mais d'un seuil de pression de ventilation maintenant en plateau durant l'inspiration ; Le gradient entre la pression inspiratoire et la pression alvéolaire détermine le flux inspiratoire, qui va ainsi être décéléré.

Une fois que la pression alvéolaire atteint la pression inspiratoire, le flux s'arrête. Lorsque cette condition est remplie, le volume courant est déterminé par la conformité, pour un niveau de pression donné.

Le principe de la constante de temps inspiratoire, parfaitement identique à la constante de temps expiratoire, s'applique à cette situation. Il est nécessaire de régler l'alarme du volume de courant minimal administré, car la ventilation minute sera insuffisante si une fuite apparaît, ou si le débit de gaz frais est important.

Ce mode est utilisé avec plaisir en anesthésie pédiatrique ou avec un masque laryngé.

13.3.Mode assisté contrôlé intermittent

Réglage des paramètres de ventilation minute. De plus, chaque fois que le patient présente une activité inspiratoire suffisante, un volume courant est administré ; ainsi le patient peut initier des cycles en dehors des cycles mécaniques. Utilisé pour la phase de réveil ou la ventilation postopératoire.

13.4.Mode aide inspiratoire

Mode de support ventilatoire partiel, utilisé en particulier lors du sevrage en réanimation. Administration d'un volume courant uniquement lorsque le patient présente une activité inspiratoire. Une capacité musculaire suffisante est nécessaire pour l'utilisation de ce mode.

Le niveau de pression se règle entre 5cmHg (niveau de soutien faible, qui compense les résistances du circuit et du tube) et 15cmHg (rarement 20cmHg, niveau de soutien très élevé).

13.5.Jet-ventilation

Utilisation de petits volumes entre 1 et 3 ml/kg à des fréquences élevées entre 60 et 400 cycles/min et des pressions élevées de 1 à 2 bars. Il existe deux méthodes principes de jet-ventilation :

- Méthode manuelle par un injecteur de Sanders.
- Utilisation d'un ventilateur à haute fréquence.

Attention : l'utilisation de la jet-ventilation nécessite d'assurer une sortie des gaz sinon un barotraumatisme apparaît en raison de la fréquence et des pressions de ventilation élevées. [13] [14] [8]

14. Rappel anatomique et physiologique de l'appareil respiratoire

14.1. Rappel Anatomique

14.1.1. Qu'est-ce que le système respiratoire ?

Le système respiratoire regroupe les organes qui permettent d'inspirer et d'expirer l'air dans le but de fournir de l'oxygène (O₂) à l'organisme et d'éliminer le dioxyde de carbone (CO₂). Lorsqu'un individu inspire l'air, celui-ci passe par la trachée, entre dans les bronches, passe par les bronchioles et se rend jusqu'aux alvéoles. C'est là que les échanges gazeux se font. Les alvéoles relient le système respiratoire aux capillaires du système circulatoire. Le sang qui circule dans les capillaires libère du CO₂ et extrait l'O₂ de l'air. [15]

14.1.2. Quels sont les organes de l'appareil respiratoire ?

Le système respiratoire est composé d'une série d'éléments qui travaillent ensemble.

- Le nez et la bouche : L'entrée de l'air dans le système respiratoire se situe dans le nez et la bouche.
- Le pharynx : Il se situe entre le nez et la trachée. Il travaille étroitement avec le larynx pour contrôler l'ouverture et la fermeture du tube respiratoire, la trachée, et du tube digestif, l'oesophage.
- Le larynx : Il ferme l'accès aux voies respiratoires pendant que la nourriture est envoyée dans le tube digestif.
- La trachée : La trachée conduit l'air jusqu'aux bronches. Elle a environ 20 mm de diamètre.
- Les bronches : Ce sont deux tubes d'environ 12 mm de diamètre qui se dirigent vers la gauche et vers la droite et qui conduisent l'air aux bronchioles dans chaque poumon.
- Les bronchioles : Tubes ramifiés mesurant environ 0,5 mm de diamètre. Les bronchioles conduisent l'air aux alvéoles.
- Les alvéoles : Minuscules poches d'air d'environ 0,2 mm de diamètre. Les poumons d'un être humain comportent environ 300 millions d'alvéoles. Les échanges gazeux se font dans les alvéoles.
- Les poumons : Organes thoraciques qui contiennent les bronches, les bronchioles et les alvéoles. L'être humain a deux poumons, un gauche et un droit. Les poumons reposent sur le diaphragme et sont protégés par la cage thoracique.
- Le diaphragme : Organe formé de tissu musculaire. Lorsque le diaphragme se contracte, il provoque l'inspiration de l'air dans le système respiratoire. Lorsqu'il se relâche, l'air est expiré du système respiratoire. [15]

14.1.3. Le trajet de l'air dans l'appareil respiratoire

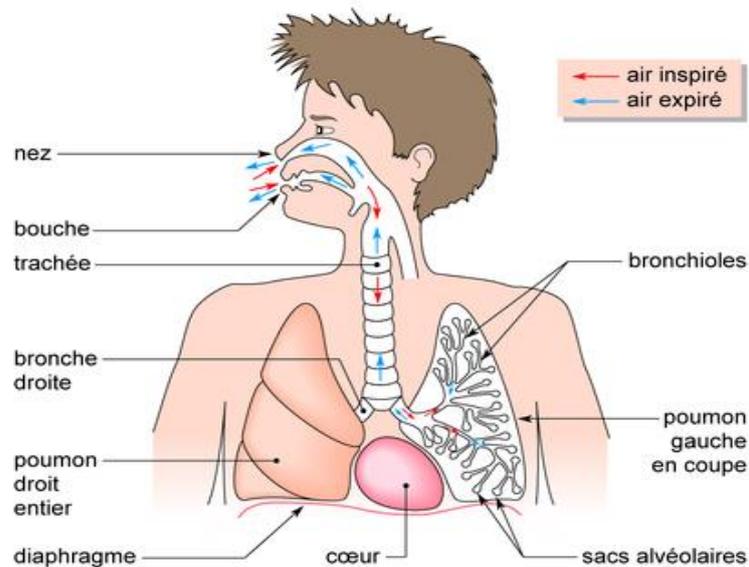


Fig.1.7 : Le trajet de l'air dans l'appareil respiratoire

14.2. Physiologie respiratoire

14.2.1. La ventilation pulmonaire

La ventilation est un processus mécanique par lequel l'air entre et sort du poumon. Il existe deux temps respiratoires : l'inspiration au cours de laquelle les poumons s'emplissent d'air et l'expiration pendant laquelle les poumons expulsent les gaz qu'ils contiennent. Ces deux temps forment le cycle respiratoire. [15]

14.2.2. L'inspiration

C'est un mécanisme actif: c'est le temps au cours duquel les poumons se remplissent d'air. Elle se caractérise par une contraction des muscles inspireurs et du diaphragme, refoulement des organes viscéraux vers le bas et élargissement de la cage thoracique en hauteur et en largeur. Le but de l'inspiration est l'augmentation du volume de la cage thoracique. Au repos, une inspiration dure environ 2 secondes. [16]

14.2.3. L'expiration

L'expiration est un phénomène passif; c'est le temps au cours duquel les poumons rejettent l'air. Elle se caractérise par un relâchement des muscles inspireurs. Le but de l'expiration est la diminution du volume de la cage thoracique. [16]

14.2.4. Volumes et capacités pulmonaires

14.2.4.1. Les volumes pulmonaires

Dans la respiration normale, il y a environ 15 cycles respiratoires complets par minute. Les poumons et les conduits aériens ne sont jamais vides d'air et, comme les échanges de gaz ne se produisent qu'à travers les parois des canaux alvéolaires et des alvéoles, la capacité restante des conduits respiratoires est appelée espace mort anatomique (d'environ 150 ml).

➤ Volume courant (VC)

C'est le volume d'air entrant et sortant des poumons à chaque cycle de respiration normale, au repos il est de l'ordre de 500 ml. Sur les 500 ml, environ 350 ml du volume courant atteignent les alvéoles.

➤ Volume de réserve inspiratoire (VRI)

C'est le volume d'air supplémentaire pouvant être inspiré lors d'une inspiration profonde au-delà du volume courant de repos. Il est de l'ordre de 2500 à 3000 ml.

➤ Volume de réserve expiratoire (VRE)

C'est le volume d'air qui peut encore être expiré après une expiration normale (lors d'une expiration maximale). Il est de l'ordre de 1000 ml.

➤ Volume résiduel (VR)

C'est le volume d'air qui reste dans les poumons à la suite d'une expiration maximale. Il est de l'ordre de 1000 ml. Même après l'expulsion du VRE, il reste un volume assez important d'air dans les poumons, (parce que la pression intra pleurale plus faible permet aux alvéoles de retenir un certain volume d'air); il reste également un certain volume d'air dans les voies respiratoires qui ne peuvent s'affaisser. [20]

14.2.4.2. Les capacités pulmonaires

➤ La capacité vitale (CV)

C'est la Somme du volume courant, du volume de réserve inspiratoire et du volume de réserve expiratoire. Elle correspond donc à la quantité d'air maximale qui peut entrer et sortir des poumons au cours d'un seul mouvement respiratoire. Elle est de l'ordre de 5000 ml.

➤ Capacité inspiratoire (CI)

C'est la quantité d'air pouvant être inspiré par un effort inspiratoire maximal. Il est la somme du volume courant (500ml) et du volume de réserve inspiratoire.

➤ Capacité résiduelle fonctionnelle (CRF)

C'est la quantité de l'air restant dans les conduits aériens et les alvéoles à la fin d'une expiration normale.

➤ Capacité pulmonaire totale (CPT)

C'est la quantité maximale d'air que les poumons peuvent contenir. Chez un adulte de constitution moyenne, elle correspond normalement à 6 litres environ. Elle représente la somme de la capacité vitale et du volume résiduel. Elle ne peut pas être directement mesurée au cours de tests cliniques car, même après une expiration forcée, le volume résiduel de l'air reste dans les poumons. Elle est d'environ 6000ml. [17]

14.2.5. Les échanges gazeux

Pour fonctionner correctement, les cellules de l'organisme ont notamment besoin d'oxygène (O₂). Lorsque la cellule « travail », elle produit des déchets dont le dioxyde de carbone (CO₂). Le sang se charge de transporter ces deux gaz, le premier (O₂) des poumons vers les cellules, le second (CO₂) en sens inverse. L'oxygène est transporté par la circulation artérielle, le dioxyde de carbone par la circulation veineuse.

C'est dans la petite circulation (circulation pulmonaire) que le sang vient en permanence se recharger en oxygène et se délester de son dioxyde de carbone.

Ce processus de transformation du sang veineux en sang artériel s'appelle l'hématose.

Les alvéoles sont en contact étroit avec le réseau des capillaires pulmonaires (artérioles et veinules). L'ensemble capillaire/paroi alvéolaire porte le nom de membrane respiratoire alvéolo-capillaire. sa grande finesse permet la diffusion des gaz entre l'air alvéolaire et le sang (et inversement). [15] [17]

15.Plusieurs conceptions pour plus d'une entreprise



Fig.1.8 : HAMILTON-C6 La nouvelle génération de ventilateurs USI intelligents [10]



Fig.1.9 : HAMILTON-T1 Ventilateur USI de transport entièrement équipé pour les forces armées [10]



Fig.1.10 : Dräger Evita V800 [9]



Fig.1.11 : OxyGEN-IP [18]

16. Conclusion

Dans ce chapitre on a présenté des notions générales et quelques détails et paramètres importants sur les respirateurs artificiels qu'il faudra absolument contrôler pendant le déroulement de la respiration artificielle. De plus, un rappel anatomique et physiologique de la respiration de l'être humain et sa connexion avec l'appareil respiratoire artificiel ont été ajoutés.

Dans le chapitre qui suit, nous allons nous concentrer sur description d'un respirateur artificiel fabriqué en Espagne (Oxygen V14). Ce respirateur a reçu l'approbation du ministère de la Santé espagnol, en plus du fait qu'en raison de la propagation d'un virus covid-19, sa conception et les informations sur sa fabrication sont devenues de l'ordre du public et sont donc disponibles sur internet.

Chapitre 2 :
L'ETUDE DU RESPIRATEUR
OXYGEN-IP

1. Introduction

Dans le présent chapitre, une description détaillée de l'appareil sélectionné comme cas d'étude et thème de master en électromécanique à savoir le respirateur Espagnol OxyGEN-IP est faite. La conception sera abordée en premier avec des descriptions précises de chaque partie du système (mécanique et électrique), ceci dans le but de permettre une compréhension claire et détaillée du fonctionnement et la fabrication des différentes pièces mécaniques et électriques et de leur assemblage.

2. Présentation

OxyGEN est un dispositif électromécanique (est l'association des techniques de l'électricité et de la mécanique) conçu pour agir automatiquement sur le bloc compressible d'un réanimateur manuel à pression positive de type Ambu. Les réanimateurs manuels à ballon, utilisés par le personnel de santé, sont largement utilisés dans les situations d'urgence pour fournir une assistance respiratoire lorsque les respirateurs automatiques ne sont pas disponibles ou suffisants.

OxyGEN est un dispositif d'urgence conçu pour être construit par n'importe qui dans le monde. Cependant, à l'échelle planétaire, la disponibilité des outils, des matériaux et des installations industrielles varie d'un endroit à l'autre.

OxyGEN permet d'automatiser le cycle de compression-décompression qu'une personne doit effectuer manuellement sur le réanimateur, de libérer le personnel médical et de garantir des cycles et des volumes respiratoires précis et paramétrables par l'utilisateur.

Le système peut être ajouté en complément des chaînes humaines telles que celles utilisées dans les situations d'urgence pour appuyer et relâcher en permanence les respirateurs manuels.

OxyGEN permet de contrôler le volume et le rapport inspiration/expiration (I:E) grâce au jeu de cames interchangeables avec lequel il est distribué et la fréquence respiratoire grâce à un variateur (voir pièces de l'équipement). [18]

3. Présentation de société PROTOFY.XYZ

OxyGEN est un projet de matériel collaboratif lancé et dirigé par Protofy.xyz, une entreprise basée à Barcelone qui soutient l'innovation au sein des corps et des PME en développant des solutions matérielles et logicielles.

Développé par un groupe de professionnels dirigé par la société Protofy.xyz, avec le soutien scientifique de l'Hôpital Clinic, de l'Hôpital Allemands Trias i Pujol et de l'UB de Barcelone.

Notre mission est d'offrir une chance de survie à ceux qui se voient refuser l'accès à un ventilateur artificiel en raison d'une pénurie d'approvisionnement.

Pour remplir cette mission, OxyGEN a créé un respirateur d'urgence à matériel ouvert, à faible coût et à faible technologie utilisant un réanimateur manuel pour les situations d'urgence contribuant à sauver des vies.

Il existe 2 versions différentes d'OxyGEN. La version constructeur "OxyGEN-M" et la version industrielle "OxyGEN-IP".

➤ OxyGEN-IP

Conçu pour la production de masse ; une usine et des compétences en métallurgie sont nécessaires pour produire OxyGEN-IP. Si vous êtes une grande organisation, un gouvernement, une université ou une entreprise cherchant à construire OxyGEN, c'est la bonne version.

OxyGEN-IP a passé avec succès les tests cliniques "in vitro" et "in vivo". Il a reçu l'autorisation de l'AEMPS (Agence espagnole des médicaments et des produits de santé) pour être utilisé dans l'investigation clinique dans la clinique hospitalière et l'hôpital allemand Trias i Pujol. Il a reçu l'approbation de l'AEMPS pour commencer son utilisation sur les patients de tous les hôpitaux qui adhèrent à l'étude clinique.

➤ OxyGEN-M

Conçu pour les créateurs. Aucun outil spécial n'est nécessaire pour construire OxyGEN-M. Si vous êtes un créateur, un individu ou une petite organisation essayant d'aider dans votre communauté locale, c'est la bonne version.

Cette version peut être construite en acrylique ou en bois, à l'aide de scies à main ou de machines CNC. [18]

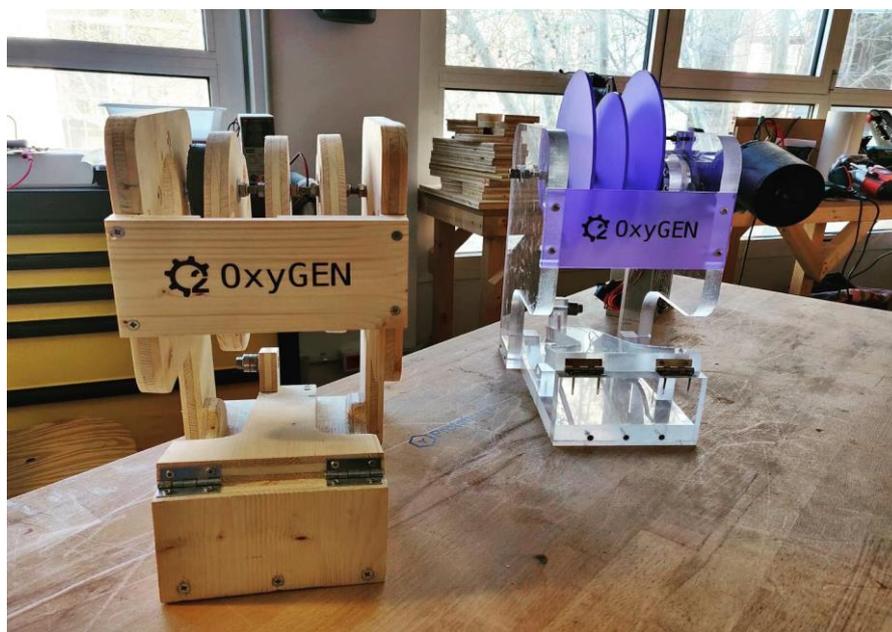


Fig.2.1 : Version construite en acrylique et en bois

4. Analyse fonctionnelle de respirateur OxyGEN-IP « Partie mécanique »

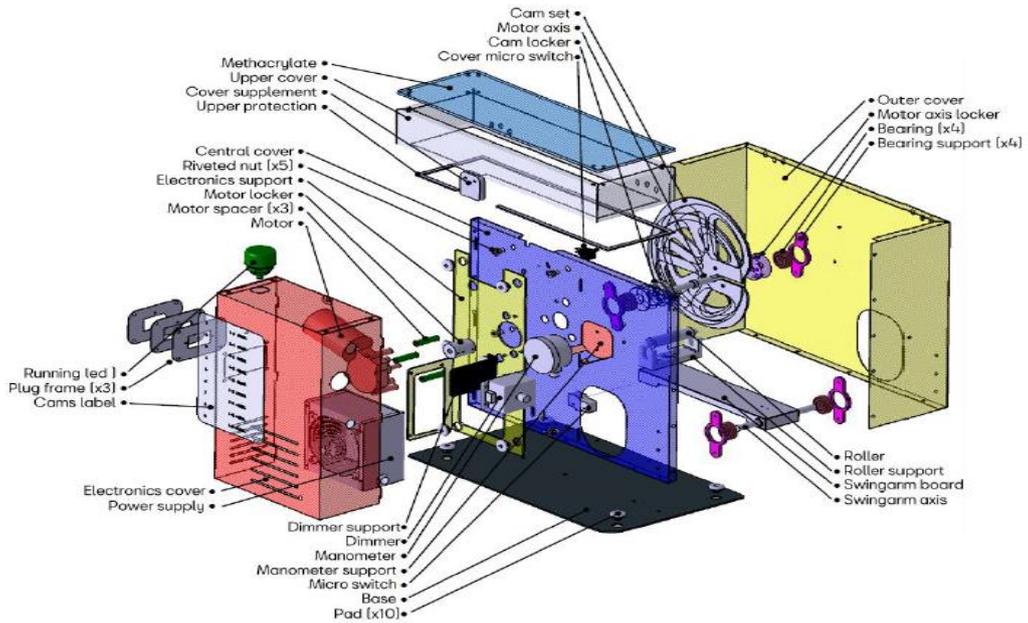


Fig.2.2 : Respirateur OxyGEN-IP

4.1. Composantes du respirateur OxyGEN-IP

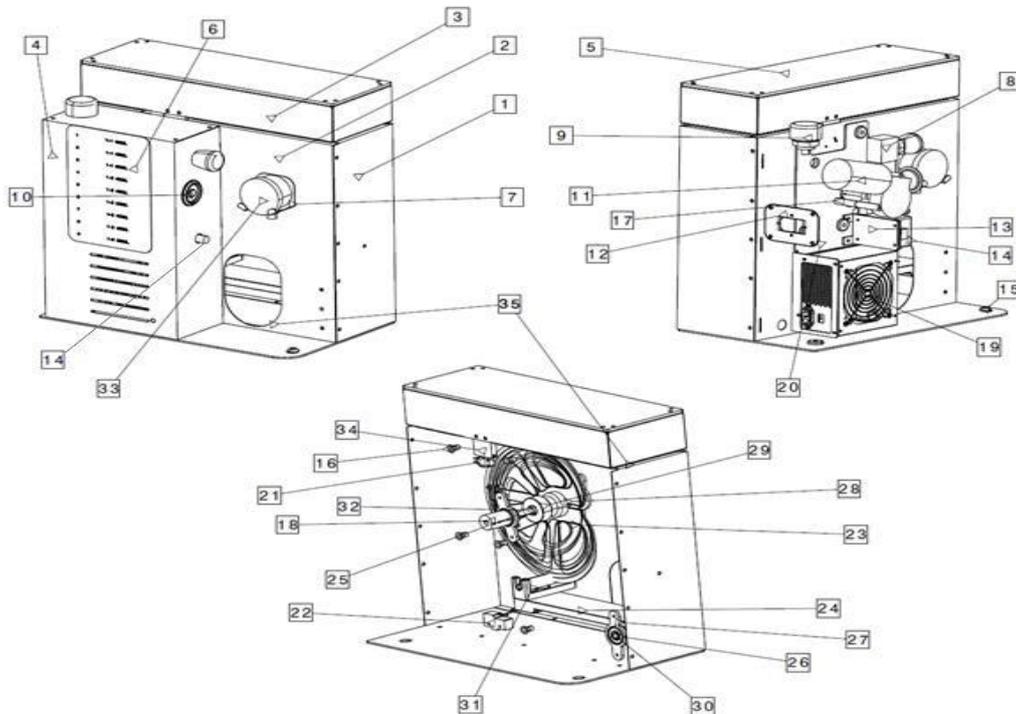


Fig.2.3 : Composantes du respirateur OxyGEN-IP

1. Boîtier extérieur	2. Couverture centrale	3. Capot supérieur
4. Couverture électronique	5. Méthacrylate	6. Étiquette de came
7. Support de manomètre	8. Champignon d'urgence (facultatif)	9. Voyant d'alarm
10. Bouchon Electro Cap.	11. Moteur	12. Universal AC220; ON/OFF
13. Support de gradateur	14. Gradateur	15. Silentblock en caoutchouc
16. Écrou riveté	17. Séparateur de moteur	18. Accouplement moteur
19. Alimentation électrique	20. Couverture électronique	21. Microrupteur de couvercle
22. Le microrupteur fonctionne	23. Cames	24. Bascule
25. Arbre du moteur	26. Roulement	27. Support de roulement
28. Verrouiller les cames	29. Bouton de came	30. Essieu inclinable
31. Rouleau de contact de came	32. Jetée	33. Manomètre
34. Bouton-poussoir du micro-couvercle	35. Élastiques	

Tableau2.1 : Composants du respirateur OxyGEN-IP

4.2. Accessoires

OxyGEN, est fourni avec Ensemble de 5 cames (Pos.23), chacune d'elles fournit un facteur d'inspiration / d'expiration. Chaque came est identifiée de manière pratique et il existe une table d'identification pour chaque came avec son facteur d'inspiration / d'expiration correspondant. La caméra à utiliser dans chaque cas sera la décision du personnel médical. [18]

OxyGEN est fourni avec les cames suivantes:



Fig.2.4 : Les cames en OxyGEN-IP

4.3. Changement de cames

Pour changer les cames, les tailles appropriées qui s'adaptent au patient doivent être prises en compte selon le tableau suivant:

LEVA	RATIO I:E	Volumen (ml aire) (*)
2XS	1:2	450
2S	1:2	500
2M	1:2	550
2L	1:2	600
2XL	1:2	650

Tableau2.2 : Choix des cames suivant le volume d'air

4.4. Partie mécanique

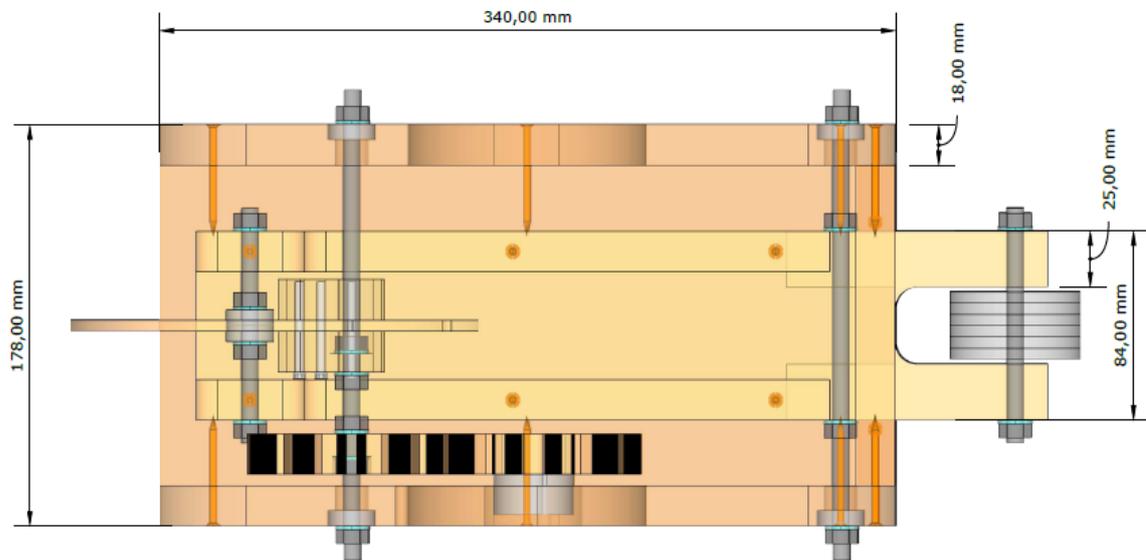


Fig.2.5 : Les dimensions respirateur OxyGEN-IP

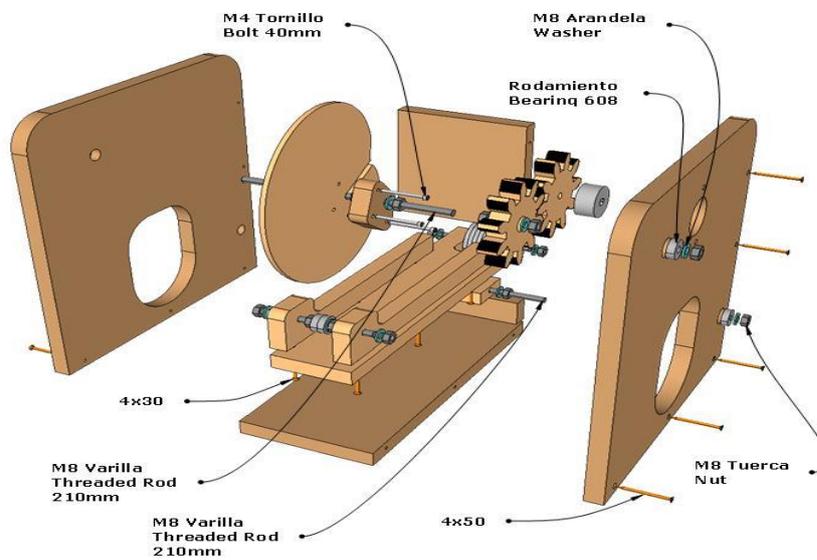


Fig.2.6 : Les éléments interne respirateur OxyGEN-IP (1)

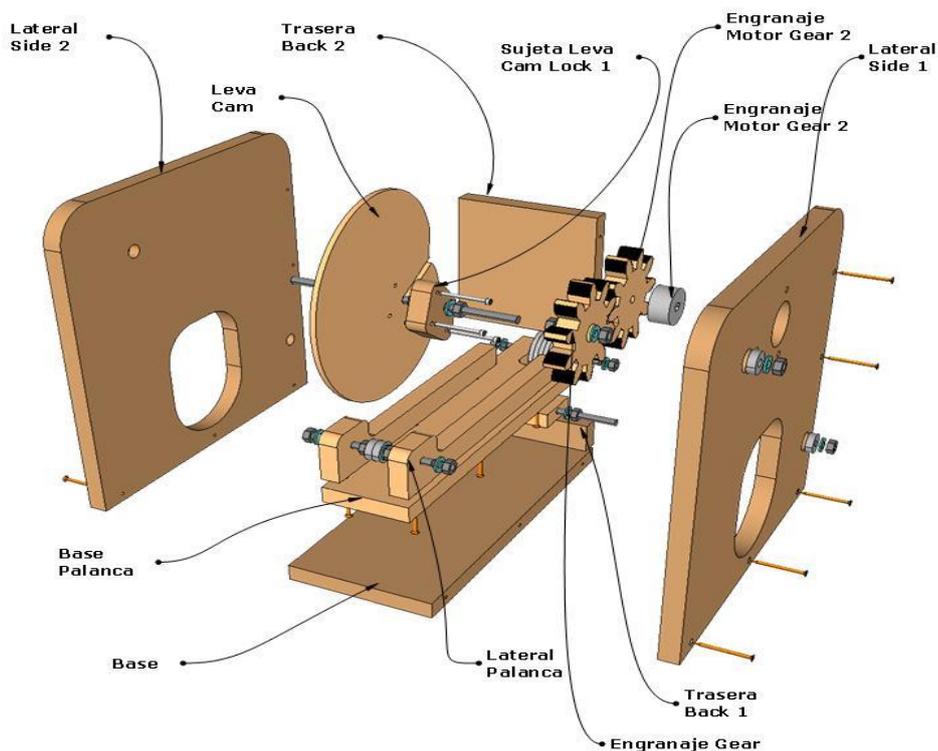


Fig.2.7 : Les éléments interne respirateur OxyGEN-IP (2)

4.5. Processus d'assemblage équipement assistance respiration

4.5.1. Pre-montage groupe électrique

Prenez les fiches x6 et insérez-les dans le boîtier de la plaque de support électronique

Prenez une mousse protectrice et fixez-la sur le support dorsal

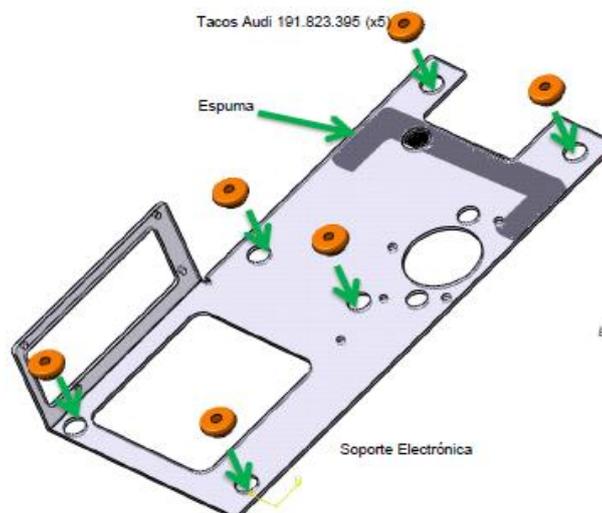


Fig.2.8 : Pre-montage groupe électrique 1

Prenez l'alimentation et vissez x4 sur la plaque de support électronique (1,5Nm)

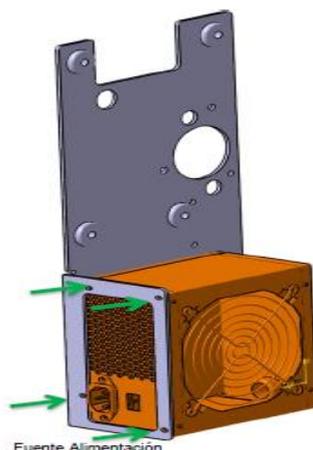


Fig.2.9 : Pre-montage groupe électrique 2

Prenez le support du variateur et le rivet x2 sur la plaque de support électronique.
Prenez le variateur et le rivet x4 sur le support du variateur. Placez une entretoise en nylon entre le support du variateur et le variateur.

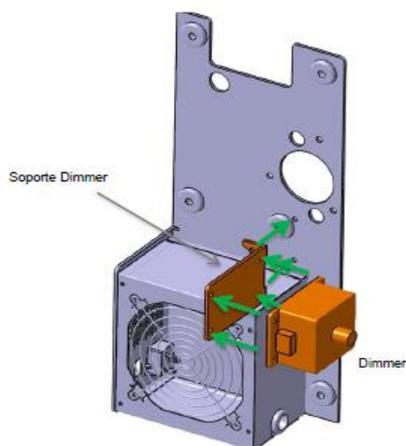


Fig.2.10: Pre-montage groupe électrique 3

Prenez les vis x3, les entretoises du moteur x3 et le moteur.
Vissez le moteur x3 sur la plaque de support électronique (8Nm).

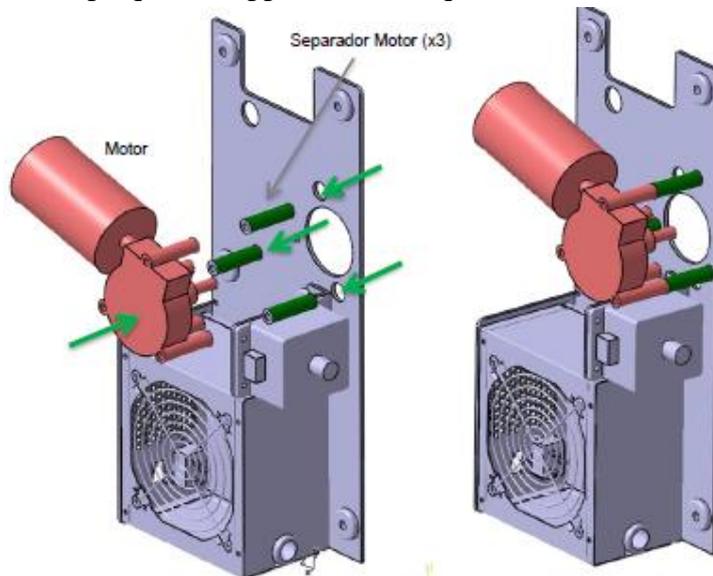


Fig.2.11 : Pre-montage groupe électrique 4

Effectuer les connexions électriques

Régler le bouton d'alimentation sur ON (I) et fixez-le avec un bouton adhésif.

Donner la tension à F.A et tester le fonctionnement du moteur

Laisser l'alimentation à la rampe de ligne sur l'empreinte.

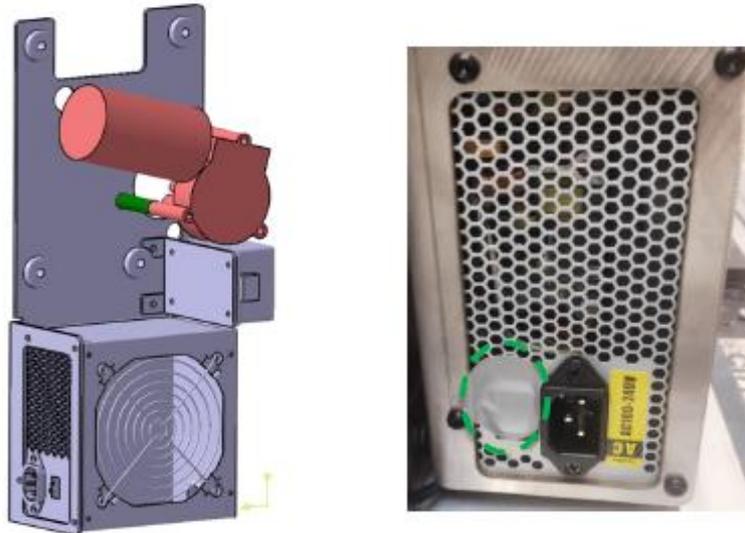


Fig.2.12 : Pre-montage groupe électrique 5



Fig.2.13 : Pre-montage groupe électrique 6

4.5.2. Préparation de la carcasse

Prenez des entretoises en caoutchouc x4 et insérez-les dans la base du boîtier.

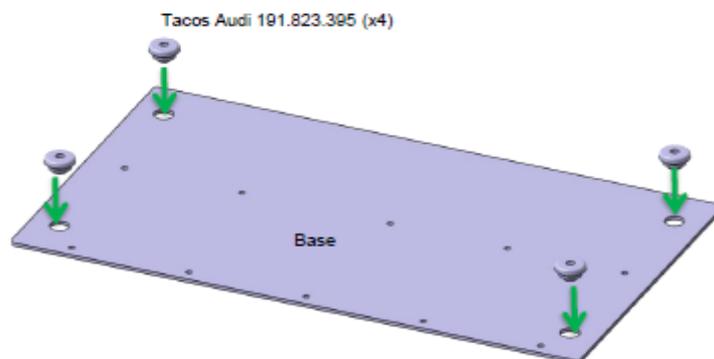


Fig.2.14 : Préparation de la carcasse 1

Prenez le couvercle extérieur pré-assemblé. Positionner la base et le rivet x4 du boîtier de base sur le boîtier extérieur «U»

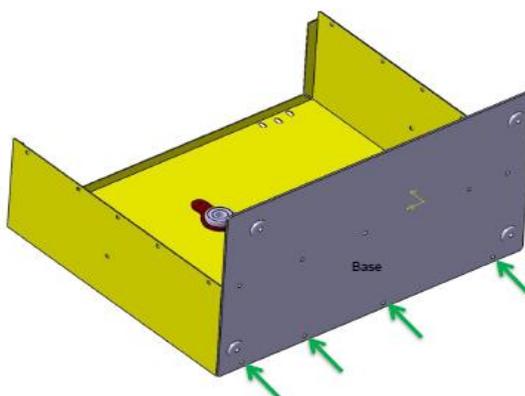


Fig.2.15 : Préparation de la carcasse 2

Bordure fixe dans le contour creux de la plaque d'enveloppe extérieure '' U ''

Commencez en haut (à 00h00)

Prenez l'étiquette Cam Change et collez le couvercle extérieur à l'intérieur.

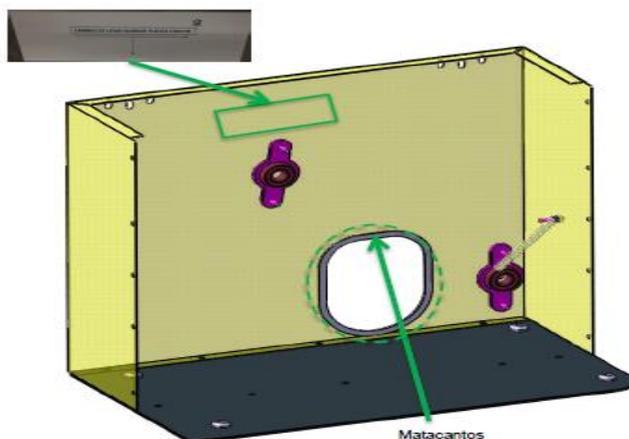


Fig.2.16 : Préparation de la carcasse 3

Prenez la languette de dégagement du respirateur et les étiquettes de suivi
Collez l'étiquette x1 sur le côté gauche de l'enveloppe extérieure, étiquette x1 sur la languette de dégagement et laissez l'étiquette x1 sur le plateau de palette.



Fig.2.17 : Préparation de la carcasse 4

Prenez le montage électrique pré-assemblé et laissez sur le plateau de palette.



Fig.2.18 : Préparation de la carcasse 5

4.5.3. Boîtier

Prenez le bras oscillant et vissez la vis du crochet dans le bras oscillant

Prenez l'essieu basculant et insérez-le dans le carter d'essieu

Prenez les douilles x2 (Long x1 et Court x1) et insérez l'axe de culbuteur aux extrémités. La longue douille doit toucher le roulement du couvercle extérieur.

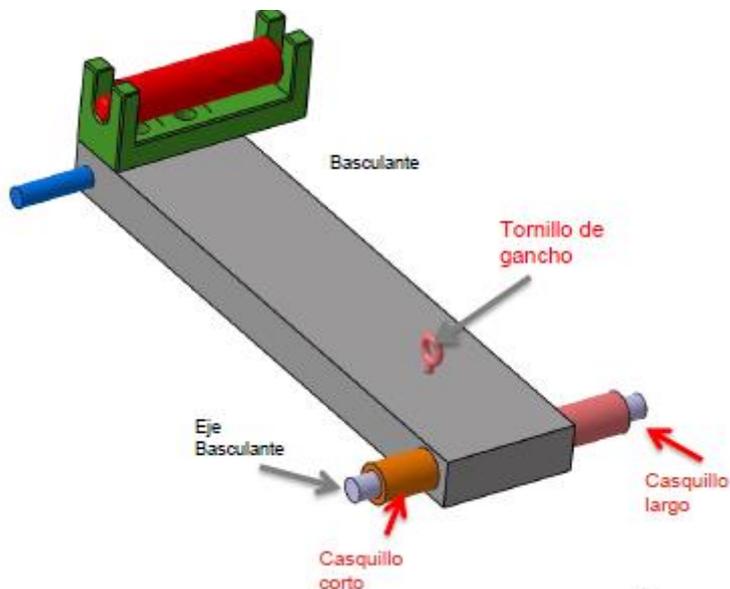


Fig.2.19 : Boîtier 1

Prenez la pièce pivotante pré-assemblée et insérez l'arbre dans le boîtier de roulement.

Prenez l'arbre du moteur et insérez-le dans le boîtier de roulement.

Prenez le ressort et insérez la vis à crochet.

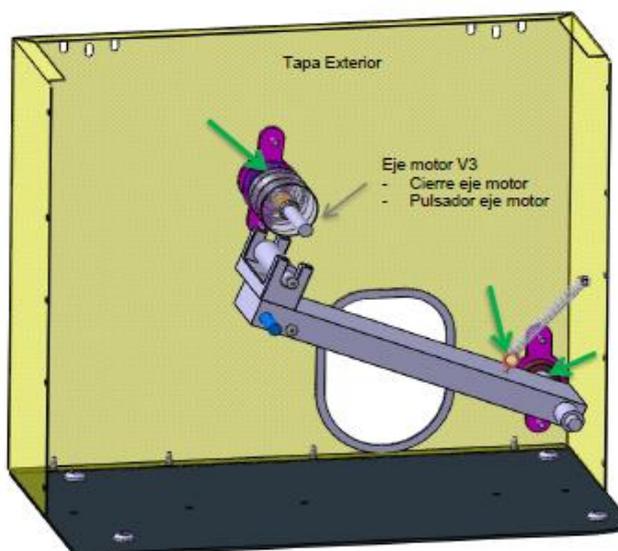


Fig.2.20 : Boîtier 2

Prenez le couvercle central pré-assemblé et positionnez-le sur le couvercle du boîtier extérieur, en faisant coïncider les axes avec le boîtier du rouleau.

Rivet x10 sur les côtés. Le capuchon extérieur doit être à l'extérieur lors du rivetage du capuchon central.

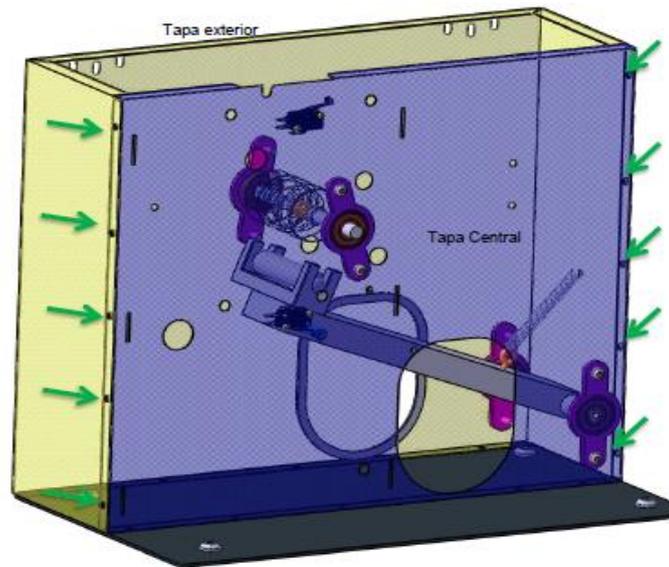


Fig.2.21 : Boîtier 3

Posez l'assemblage du respirateur et rivetez la base de 5 sur le couvercle central.

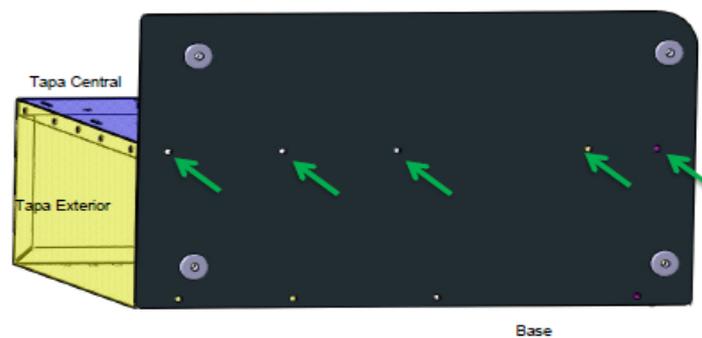


Fig.2.22 : Boîtier 4

Prenez le support du manomètre et le rivet x2 sur le couvercle central, prenez le coupe-bordures et fixez le boîtier du reniflard dans le contour creux supérieur. Commencez à l'extrême gauche.

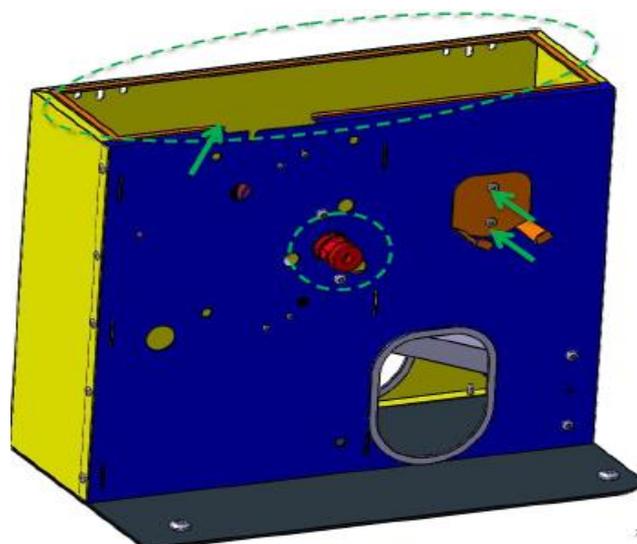


Fig.2.23 : Boîtier 5

Prendre la douille du moteur et la visser sur l'arbre du moteur (8Nm)

Sur le côté du manchon qui contient une vis hexagonale M3. Le côté de l'encoche de la clé doit être libre.



Fig.2.24 : Boîtier 6

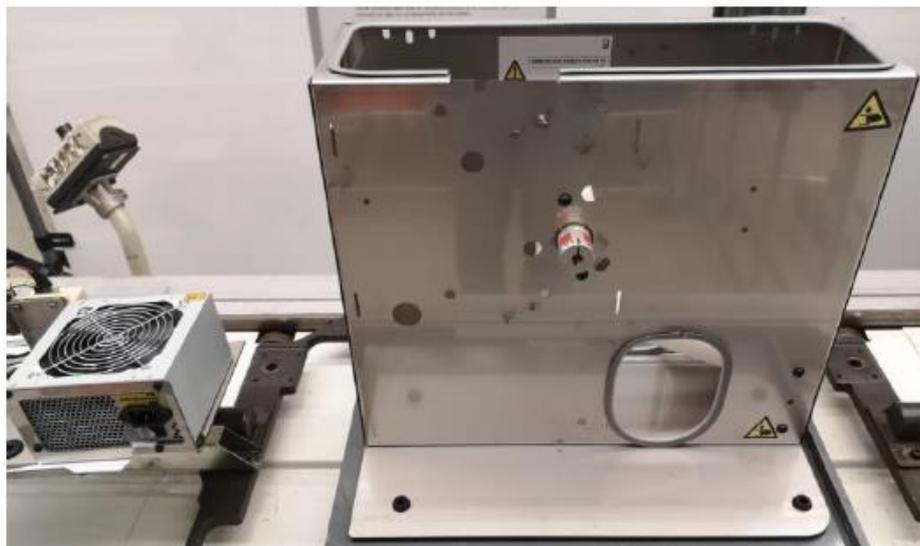
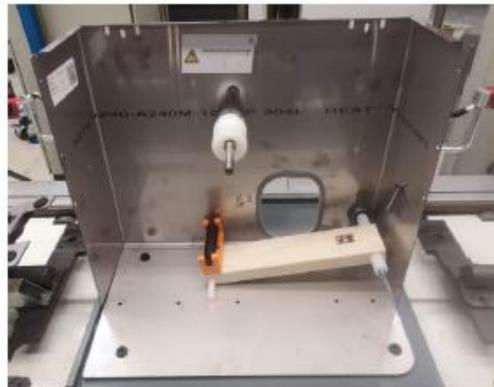


Fig.2.25 : Boîtier 7

4.5.4. Montage du boîtier du respirateur artificiel

Prenez le couvercle pré-assemblé et placez-le sur la partie supérieure du boîtier du respirateur. Vérifiez que le micro est activé lors de la fermeture du couvercle. Vissez la charnière x2 sur le couvercle extérieur (4,5 Nm). Et rivetez les charnières x8 sur le couvercle extérieur et le couvercle du respirateur.

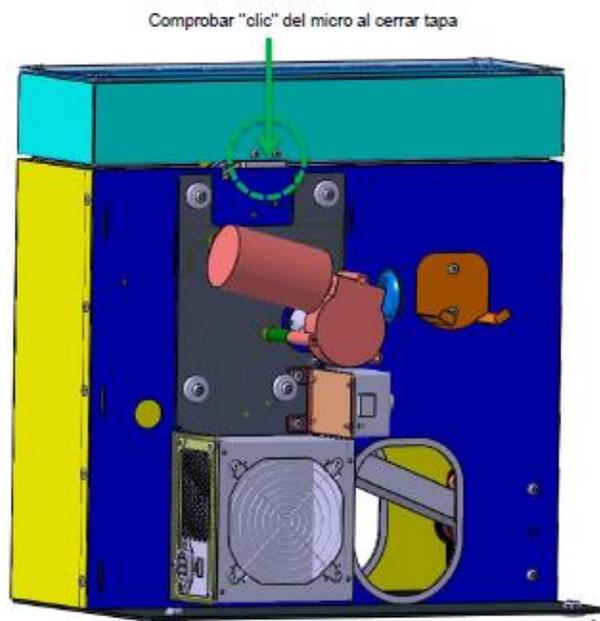


Fig.2.26 : Montage du boîtier du respirateur artificiel 1

Prenez le caoutchouc de protection et collez x4 sur les charnières...

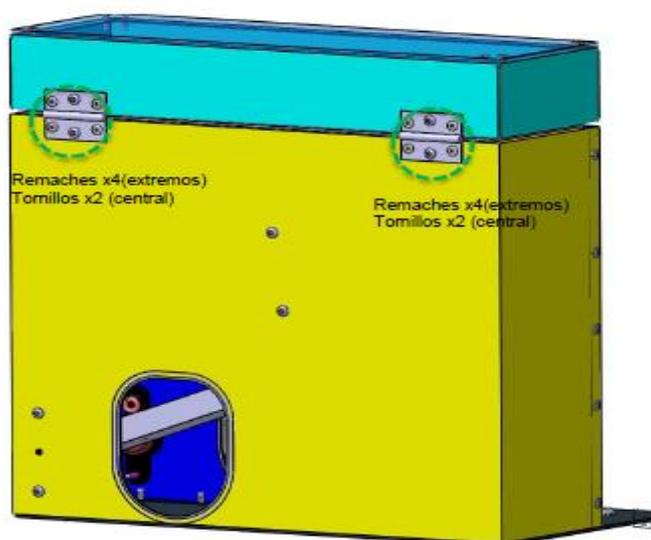


Fig.2.27 : Montage du boîtier du respirateur artificiel 2

Prenez l'étiquette QR et collez-la sur le côté gauche du couvercle du boîtier (il est pré-assemblé sur le couvercle).



Fig.2.28 : Montage du boîtier du respirateur artificiel 3



Fig.2.29 : Montage du boîtier du respirateur artificiel 4

4.5.5. Assemblage du couvercle électrique

Prenez le couvercle électrique pré-assemblé.

Positionnez le couvercle électrique sur le couvercle central. Les pattes du couvercle de protection doivent être ancrées au boîtier.



Fig.2.30 : Assemblage du couvercle électrique 1

Rivet x4 partie supérieure du couvercle électrique Vis x1 couvercle de protection au boîtier (1,5Nm) Prendre la partie supérieure de la balise et la visser dans la base de la balise.

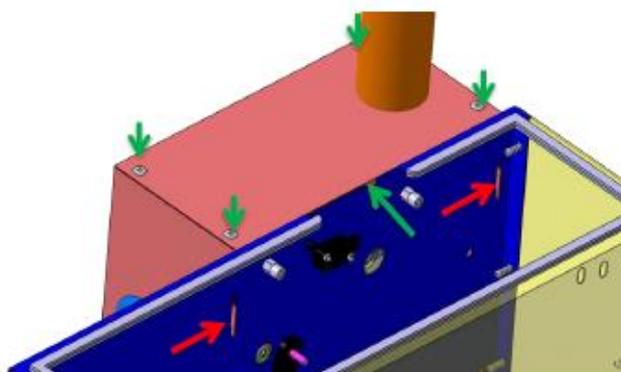


Fig.2.31 : Assemblage du couvercle électrique 2

Prenez la came et montez-la sur l'arbre du moteur Déplacez la pièce de verrouillage pour pouvoir insérer la came sur l'arbre du moteur, en faisant coïncider les boulons avec les boîtiers de came.

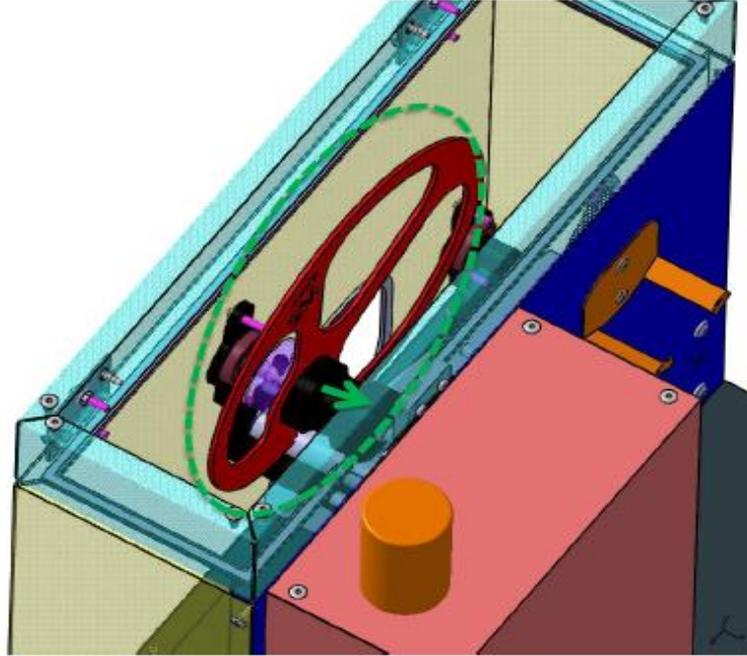


Fig.2.32 : Assemblage du covercle électrique 3

Prenez le reste des cames et quittez le chemin de palette.



Fig.2.33 : Assemblage du covercle électrique 4



Fig.2.34 : Assemblage du couvercle électrique 5

4.5.6. Pré assemblage couverture extérieure du respirateur

Roulement de presse dans le support x4

Soit le roulement x2 défini dans KLT

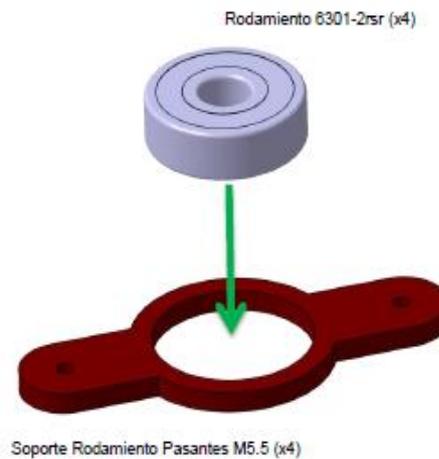


Fig.2.35 : Pré assemblage couverture extérieure du respirateur 1

Prendre le jeu de roulements x2 et visser le couvercle du carter extérieur «U» (4,5Nm) Visser les roulements depuis l'extérieur du couvercle Prendre le ressort et le rivet du côté du couvercle du carter extérieur.

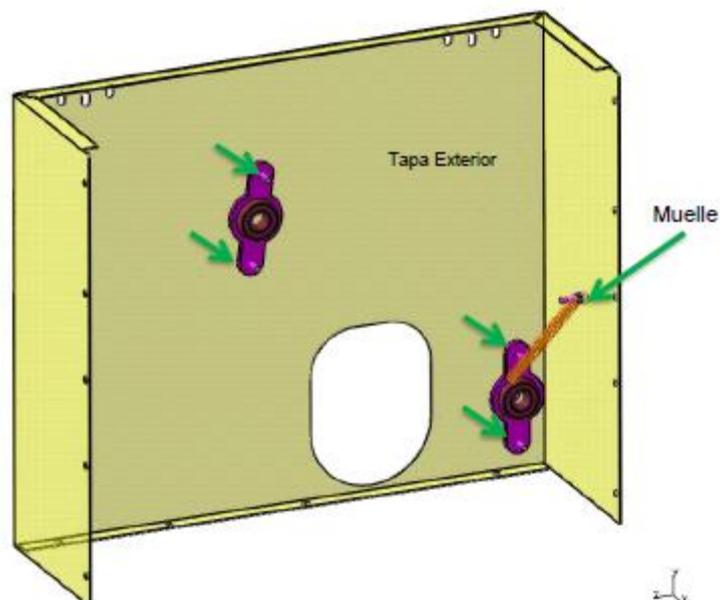


Fig.2.36 : Pré assemblage couverture extérieure du respirateur 2

4.5.7. Respirateur à couvercle centrale

Prenez l'ensemble de roulement x2 et vissez x4 dans le couvercle central du " U " central ".
Visser les roulements depuis l'extérieur du couvercle.

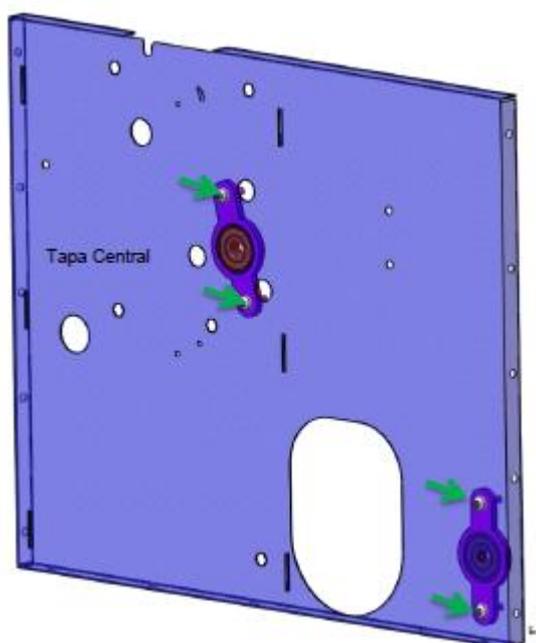


Fig.2.37 : Respirateur à couvercle centrale 1

Prendre micro x2 et visser x4 dans le couvercle central du boîtier (1Nm)
La tête de la vis doit être à l'extérieur du couvercle et l'écrou autobloquant à l'intérieur
Bordure fixe dans le contour creux de la plaque d'enveloppe extérieure " U "
Départ sur le côté gauche (à 00h00).

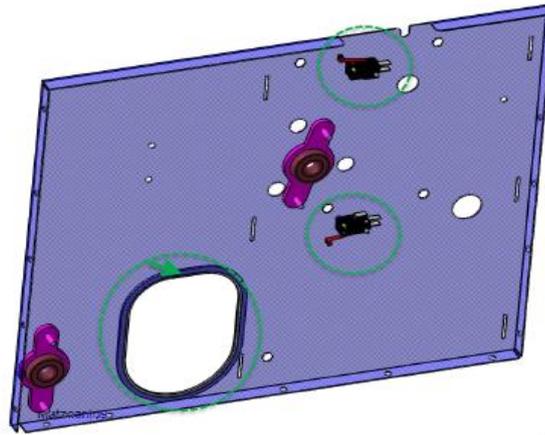


Fig.2.38 : Respirateur à couvercle centrale 2

Les onglets des microphones doivent être:

-Micro-langnette de capuchon vers le haut

-Tiquette micro-inclinable vers le bas Coller x 2 étiquettes de piège à risque.

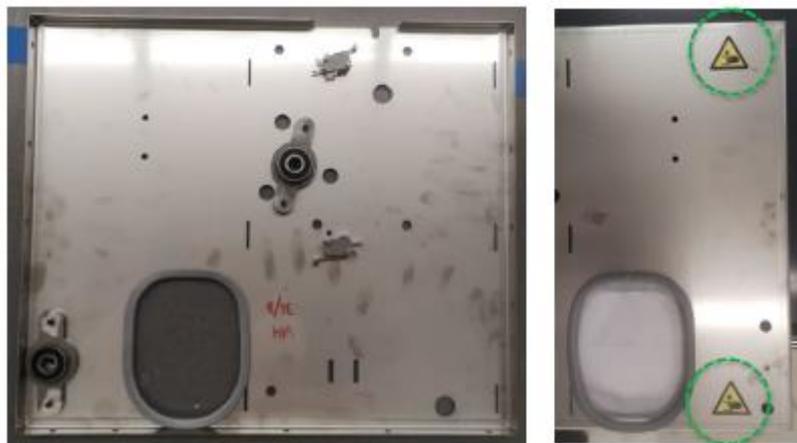


Fig.2.39 : Respirateur à couvercle centrale 3

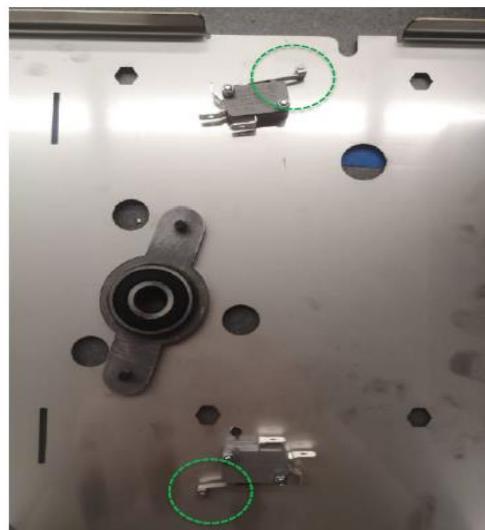


Fig.2.40 : Respirateur à couvercle centrale 4

4.5.8. Couvercle électrique

Prenez le couvercle électrique et pré-assemblez:

-Rivet x4 plaque intermédiaire dans le boîtier de connecteur du couvercle de fermeture.

La plaque intermédiaire doit se trouver à l'extérieur du couvercle électrique.

-Position connecteur 220V et vis x2 sur plaque intermédiaire (1Nm)

-Vis x1 mise à la terre Prenez le rivet fileté M4 et le rivet x1 dans la fermeture du couvercle.

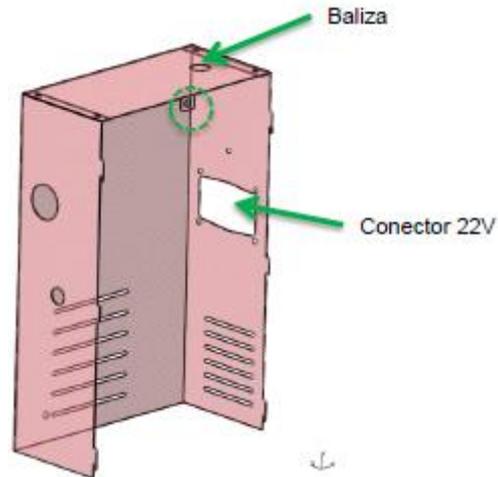


Fig.2.41 : Couvercle électrique 1



Fig.2.42 : Couvercle électrique 2

- Prenez la balise, insérez-la dans le boîtier de la balise et vis x1 (1Nm)
- Placer le couvercle sur la base de la balise et vis x2 (1Nm)
- Le nom Siemens de la balise doit être omis.

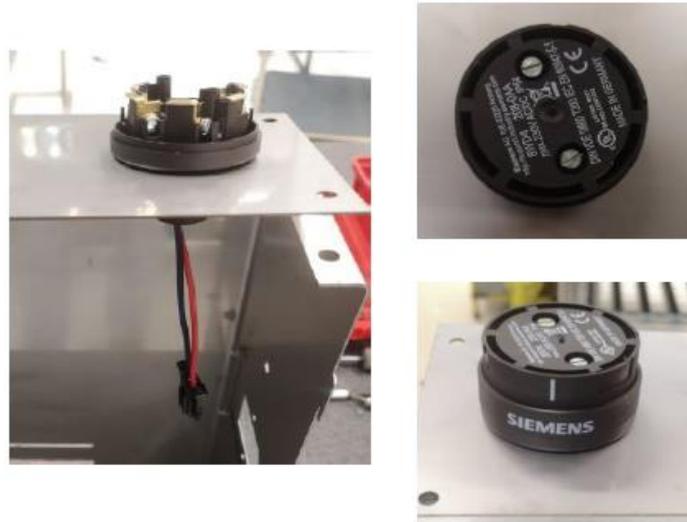


Fig.2.43 : Couvercle électrique 3

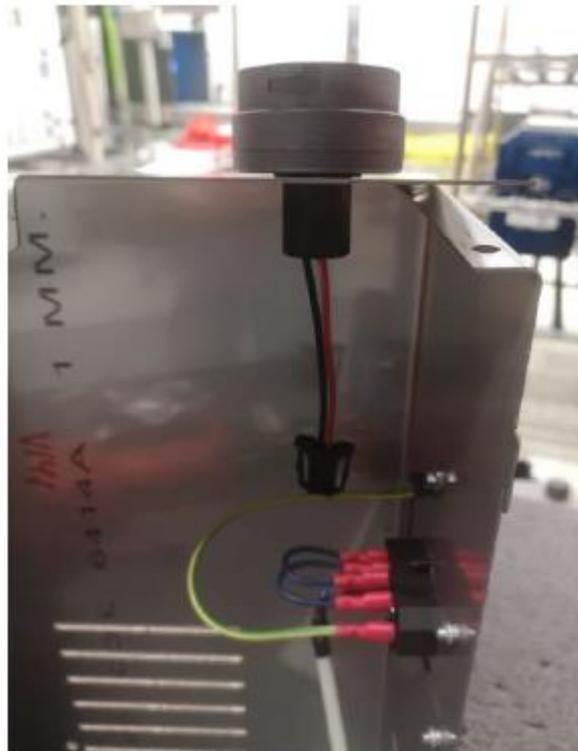


Fig.2.44 : Couvercle électrique 4

Prenez le bouchon en caoutchouc et insérez-le dans le trou du couvercle du moteur Prenez les étiquettes et collez-les en fonction de l'image.



Fig.2.45 : Couvercle électrique 5



Fig.2.46 : Couvercle électrique 6

4.5.9. Couvercle du respirateur

Prendre le couvercle du boîtier.

Prendre le panneau en méthacrylate et le positionner sur le couvercle du boîtier.

Insérer x8 rivets dans le boîtier de la plaque en méthacrylate et riveter.

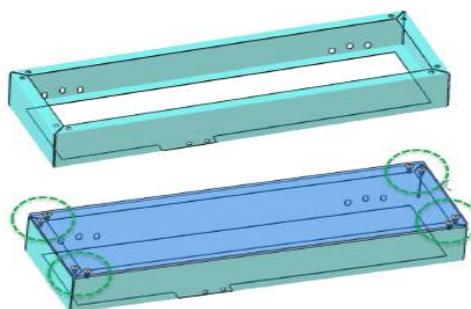


Fig.2.47 : Couvercle du respirateur 1

Prenez du ruban de bande de chant, découpez la rainure et fixez la plaque de recouvrement du boîtier autour du contour.

Prenez les charnières x2 et vissez x1 dans le boîtier du milieu.

Prenez la partie micro contact et vissez x2 sur le côté de la plaque de recouvrement du boîtier.

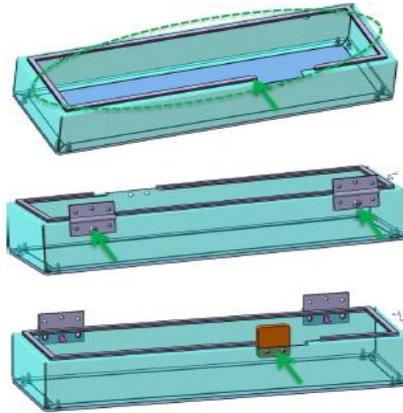


Fig.2.48 : Couvercle du respirateur 2

Prenez l'étiquette QR et collez-la sur le côté gauche du couvercle du boîtier.

4.5.10. Manomètre de pression

Un manomètre est un instrument de mesure de la pression d'un air. Il est à noter que celle-ci ne peut être mesurée que par rapport à une pression de référence, en général la pression atmosphérique.

Prenez le manomètre, l'écrou femelle-femelle et le raccord pneumatique.

Fixez l'écrou au filetage Manomètre à l'aide d'une clé dynamométrique (6Nm).

Fixez le raccord pneumatique à l'écrou à l'aide d'une clé dynamométrique (6Nm).



Fig.2.49 : Manomètre de pression 1

Vérifier le fonctionnement du manomètre à l'aide d'un bouton.

Prendre le tube pneumatique et couper selon la mesure du manomètre (2m environ).

Fixer au raccord du manomètre, enrouler et laisser en KLT.



Fig.2.50 : Manomètre de pression 2

4.6. Dessin de partie mécanique par SOLIDWORKS

SOLIDWORKS est un modèleur 3D utilisant la conception paramétrique. Il génère 3 types de fichiers relatifs à trois concepts de base : la pièce, l'assemblage et la mise en plan. Ces fichiers sont en relation. Toute modification à quelque niveau que ce soit est répercutée vers tous les fichiers concernés.

Un dossier complet contenant l'ensemble des relatifs à un même système constitue une maquette numérique. De nombreux logiciels viennent compléter l'éditeur SOLIDWORKS. Des utilitaires orientés métiers (tôlerie, bois, BTP...), mais aussi des applications de simulation mécanique ou d'image de synthèse travaillent à partir des éléments de la maquette virtuelle.

4.6.1. Support de Roulement

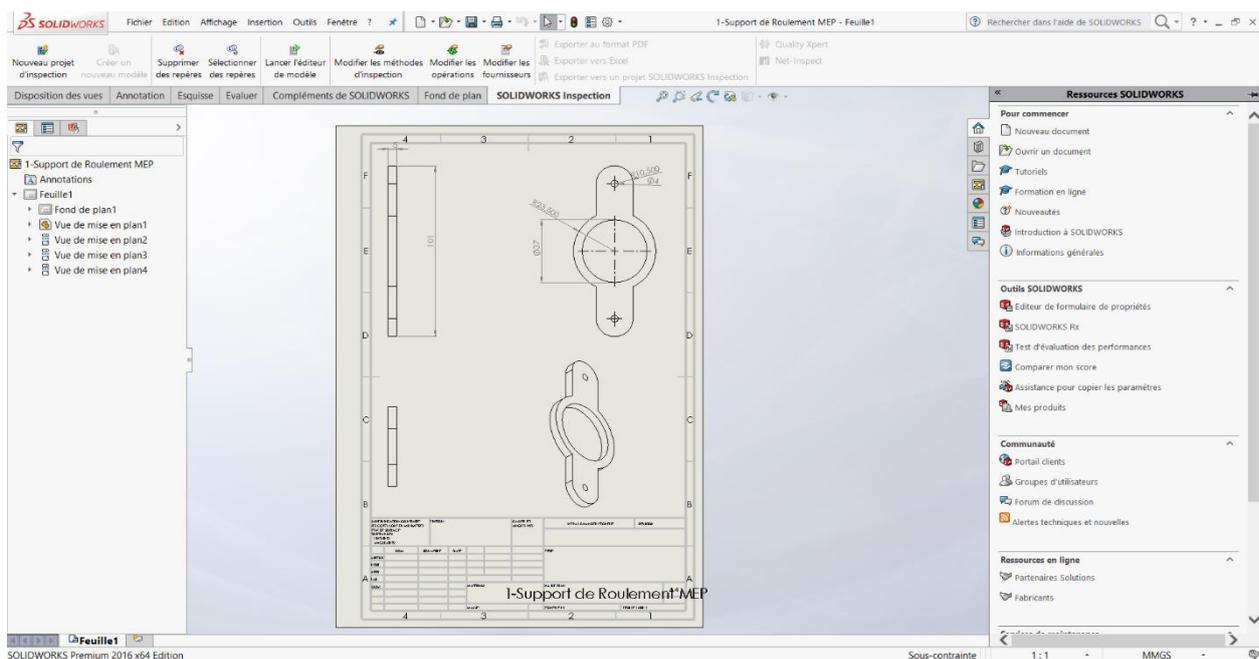


Fig.2.51 : MEP support de Roulement 1

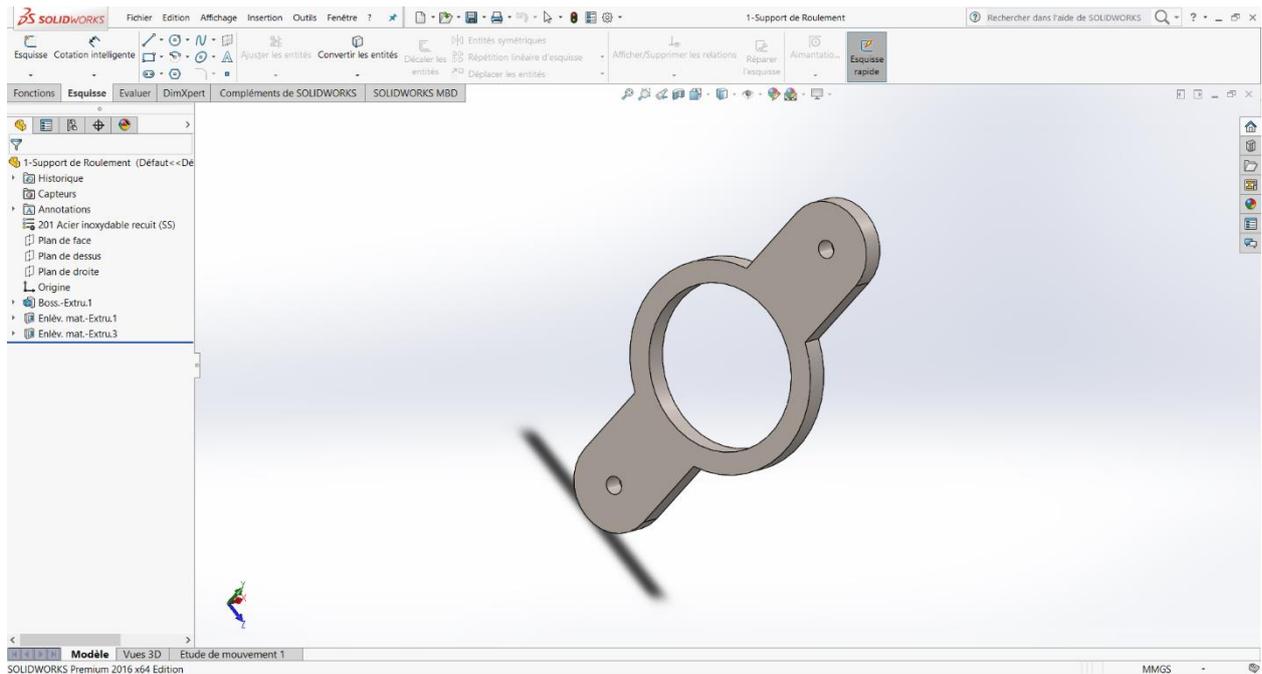


Fig.2.52 : Support de Roulement 2 (3D)

Support de roulement

Matériaux: aluminium ou acier inoxydable

Echelle: 1: 1

4.6.2. Casier à came

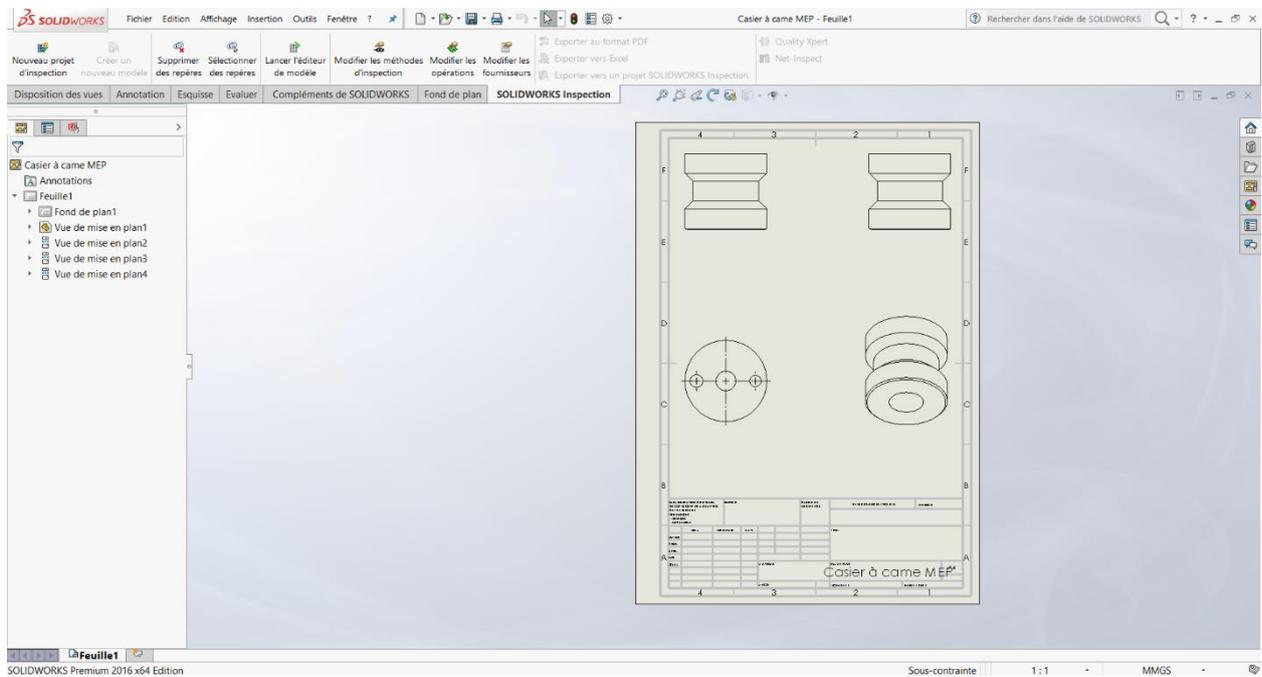


Fig.2.53 : MEP casier à came 1

CHAPITRE 2: L'ETUDE D'UN RESPIRATEUR OXYGEN-IP

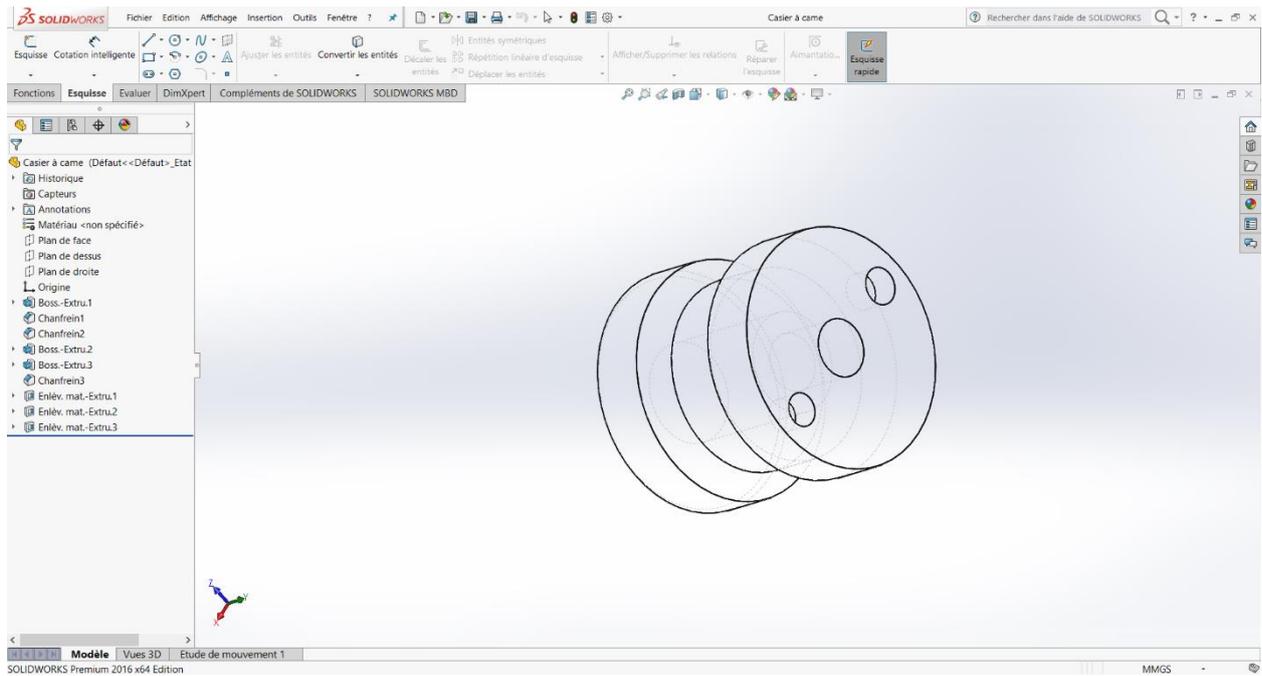


Fig.2.54 : Casier à came 2 (3D)

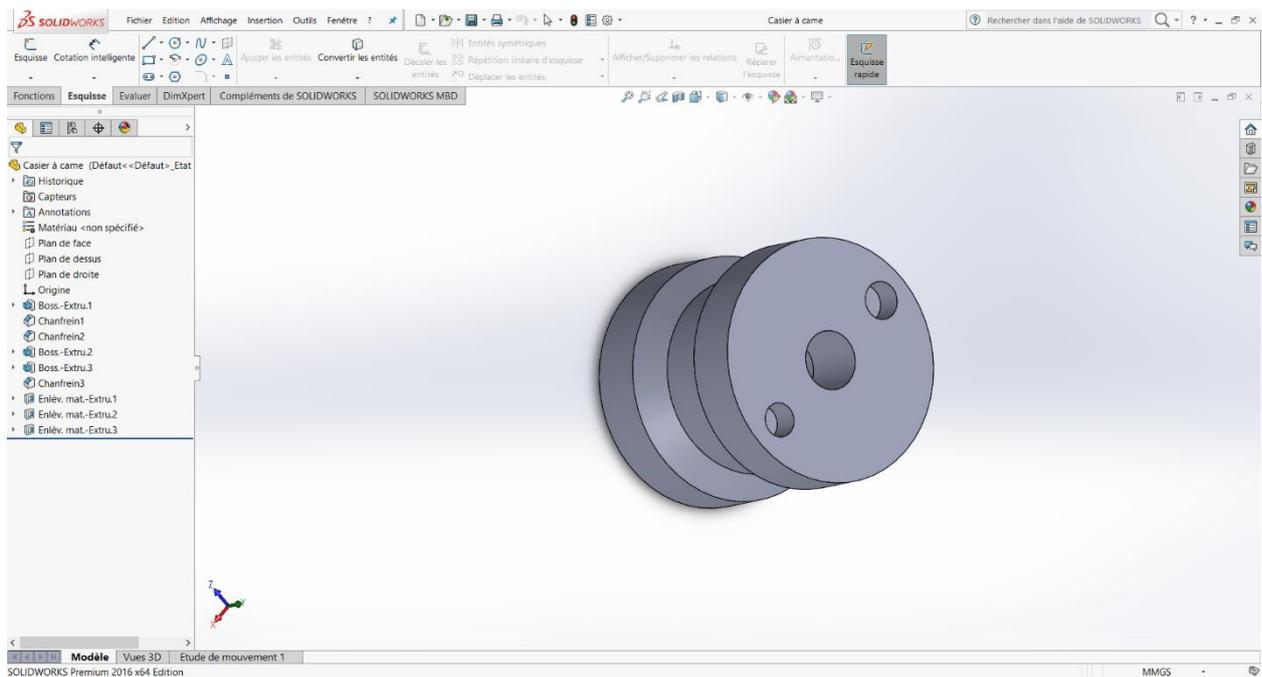


Fig.2.55 : Casier à came 3 (3D)

Casier à came
Matériau: nylon
Échelle 1: 1

4.6.4. Casier d'axe de moteur

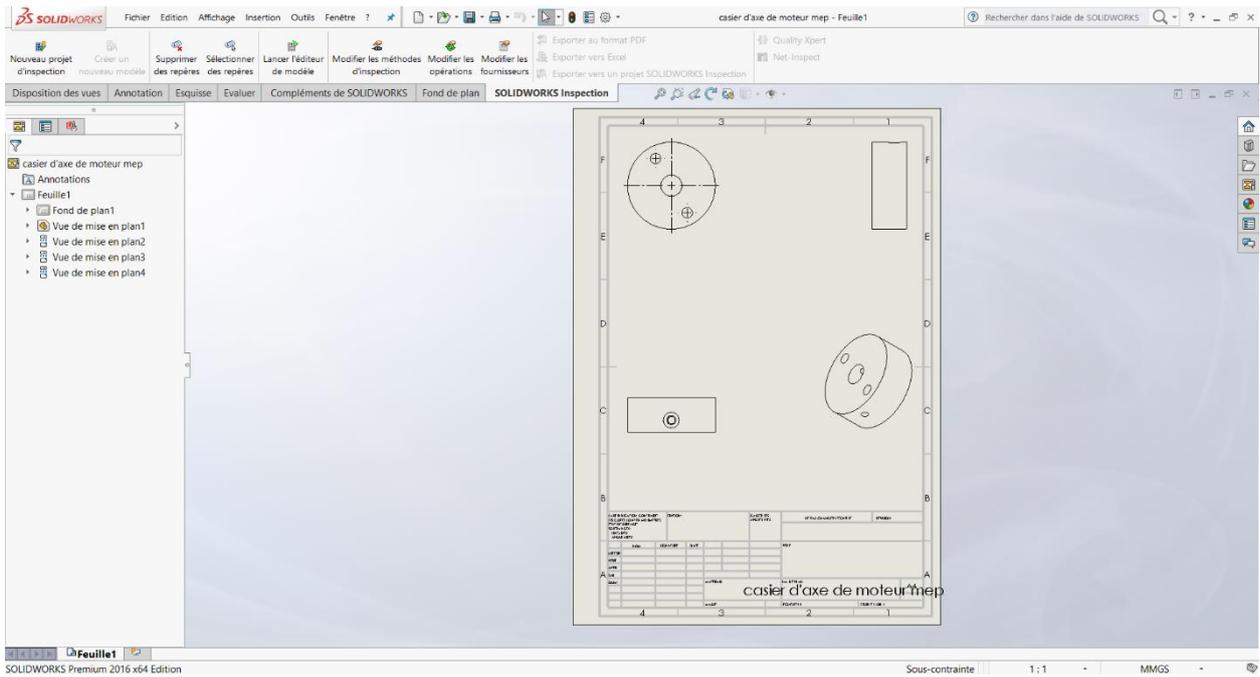


Fig.2.58 : MEP casier d'axe de moteur 1

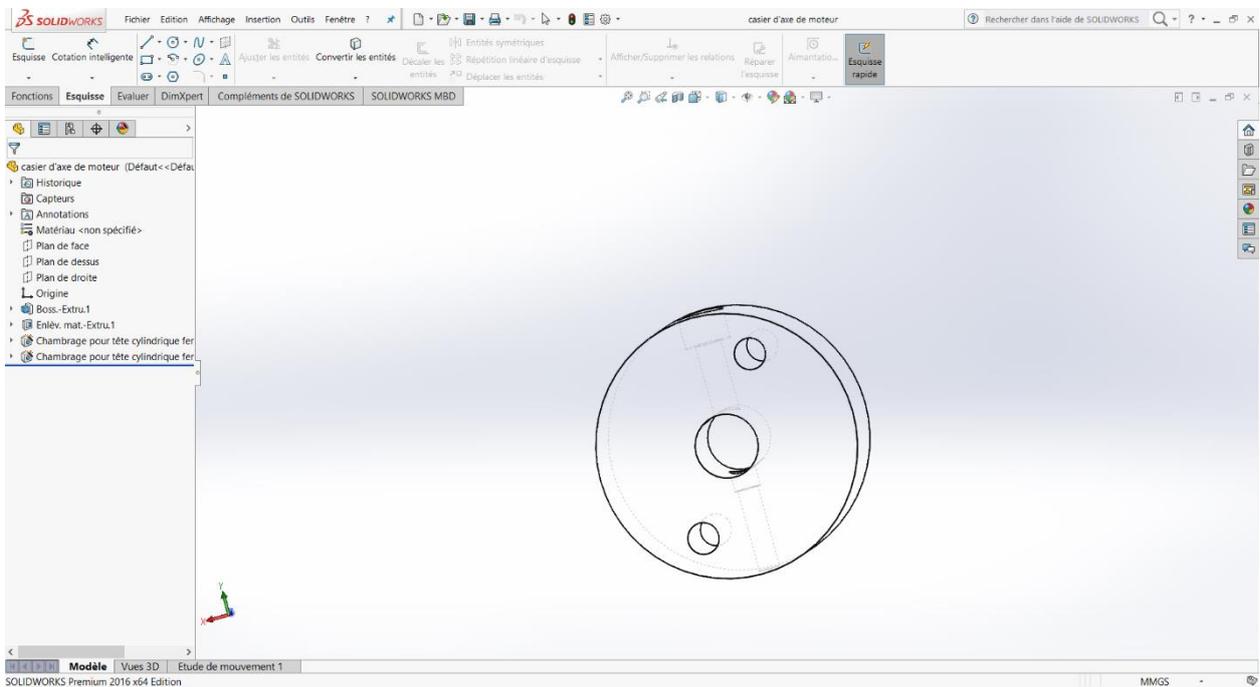


Fig.2.59 : Casier d'axe de moteur 2 (3D)

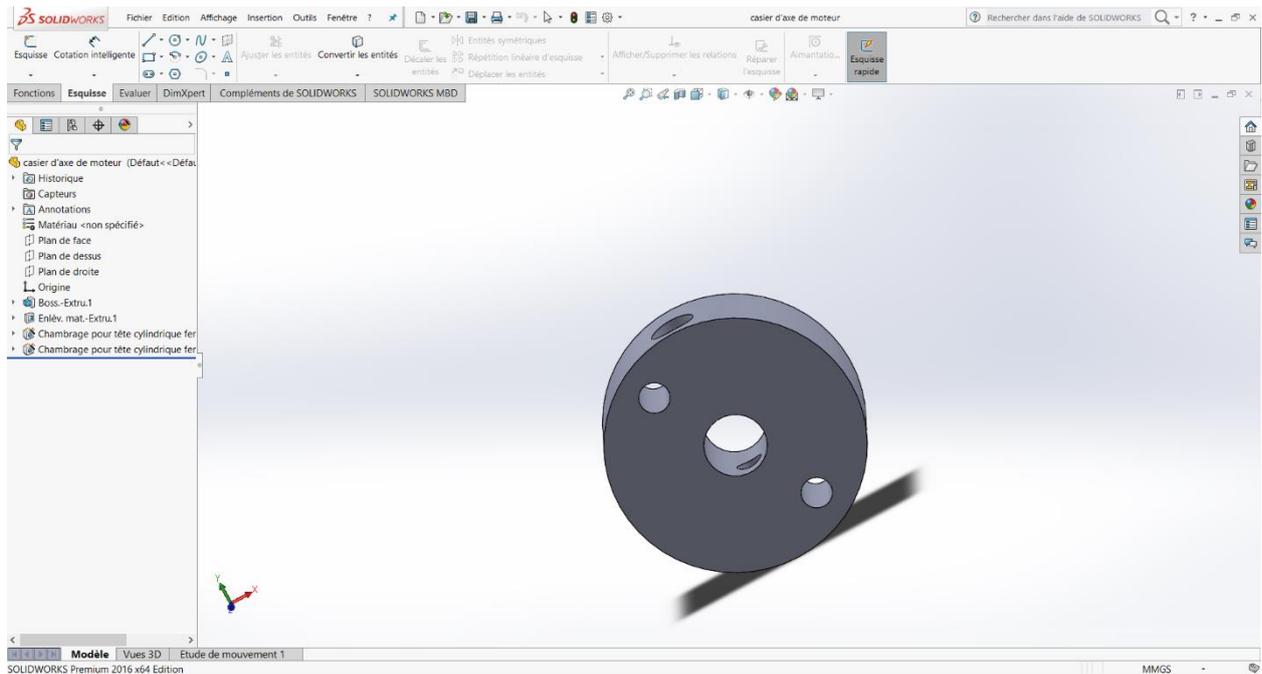


Fig.2.60 : Casier d'axe de moteur 3 (3D)

Casier d'axe de moteur

Matériau: aluminium

Échelle 1: 1

4.6.5. Epingle

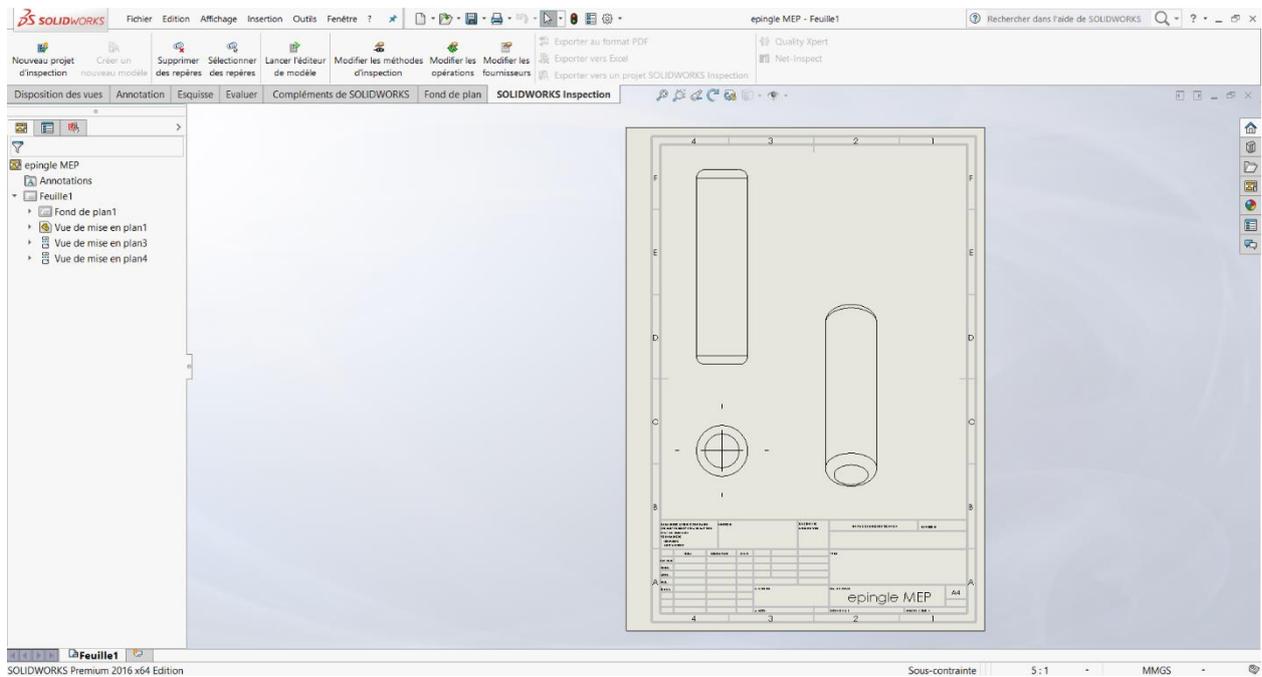


Fig.2.61 : MEP epingle 1

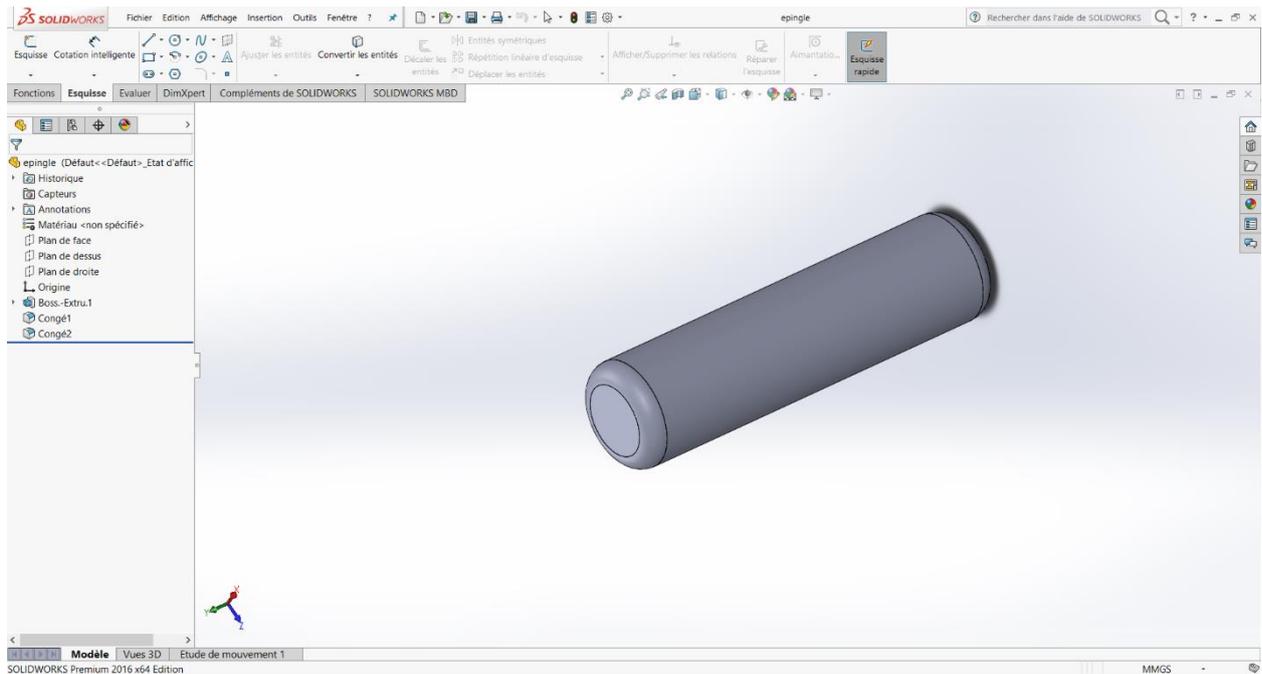


Fig.2.62 : Épingle 2 (3D)

Épingle

Matériau: aluminium

Échelle 2: 1

4.6.6. Rouleau externe

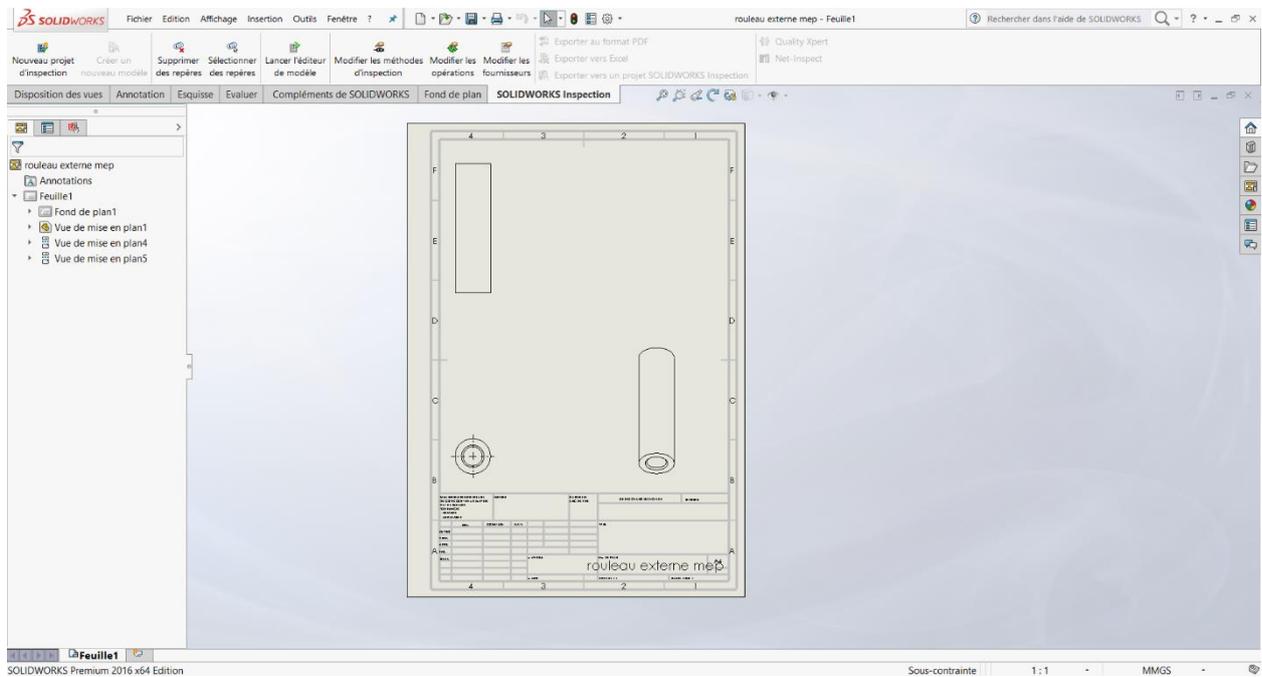


Fig.2.63 : MEP rouleau externe 1

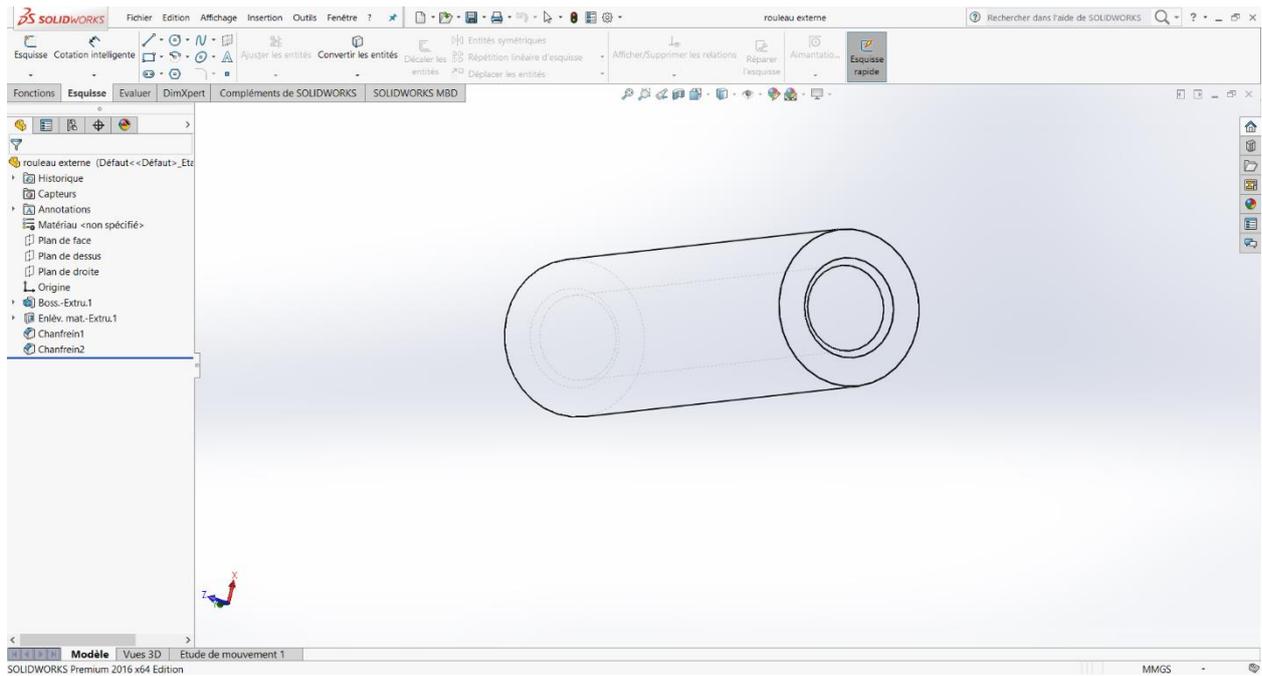


Fig.2.64 : Rouleau externe 2 (3D)

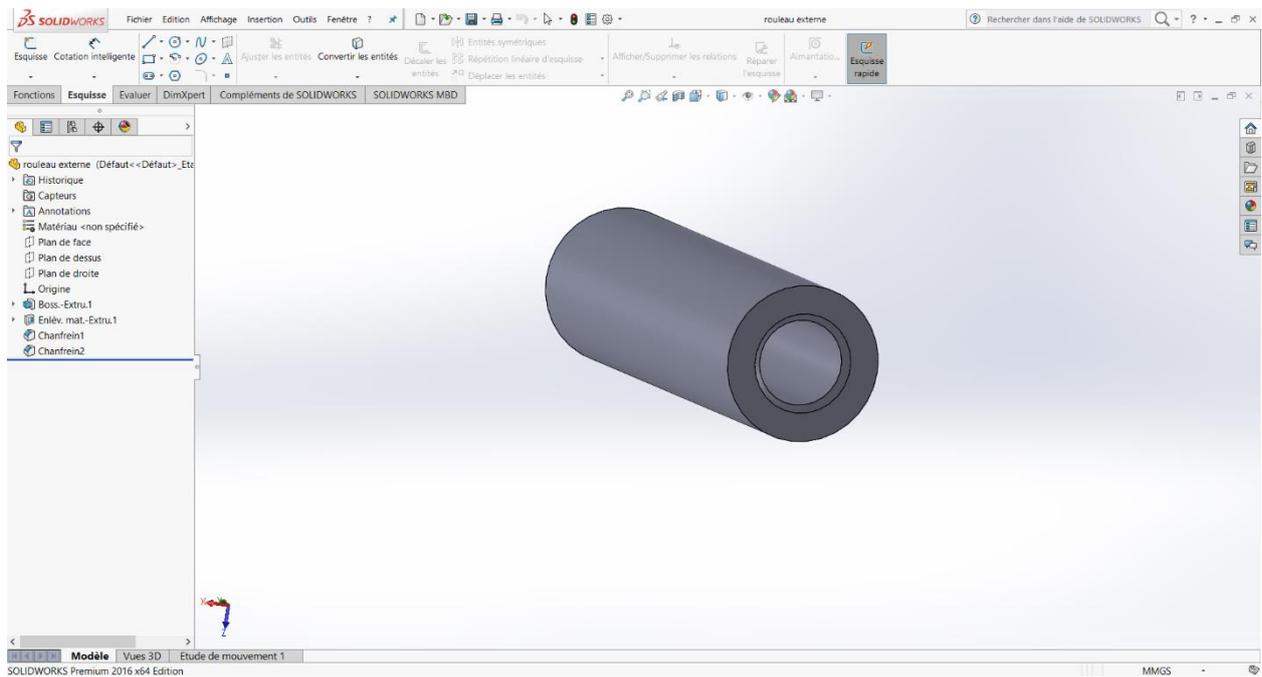


Fig.2.65 : Rouleau externe 3 (3D)

Rouleau
Matériau: nylon
Echelle: 1: 1

4.6.7. Rouleau interne

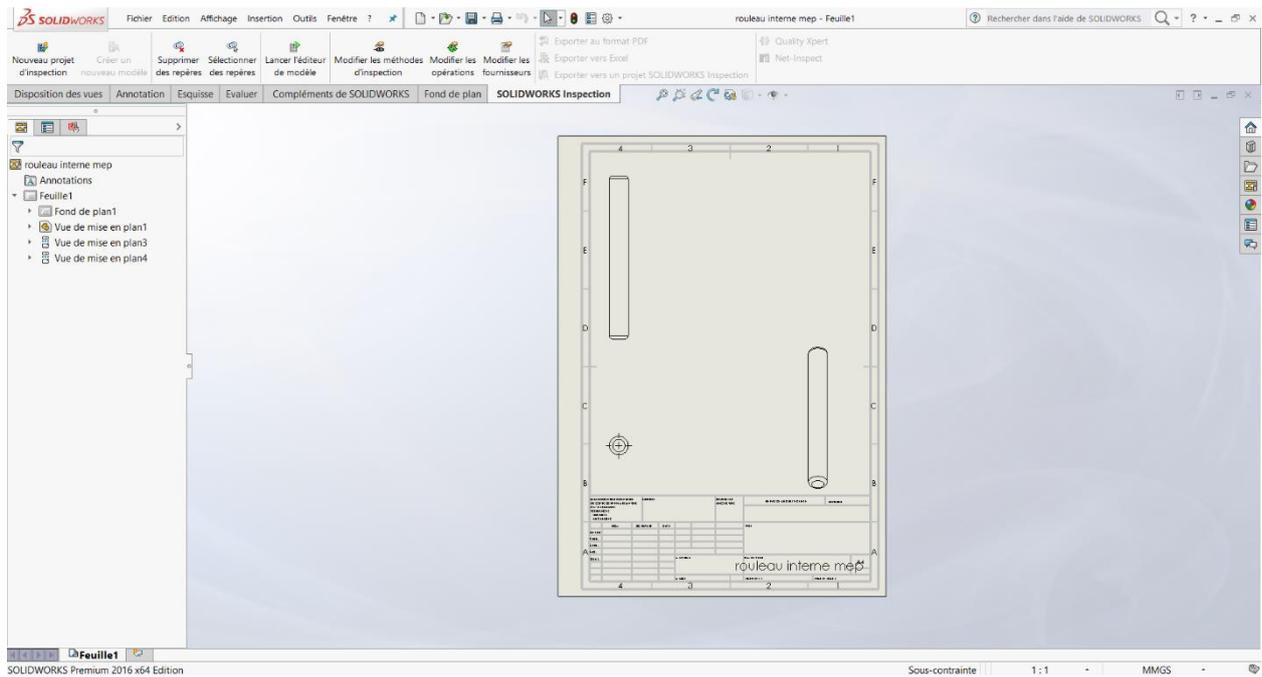


Fig.2.66 : MEP rouleau interne 1

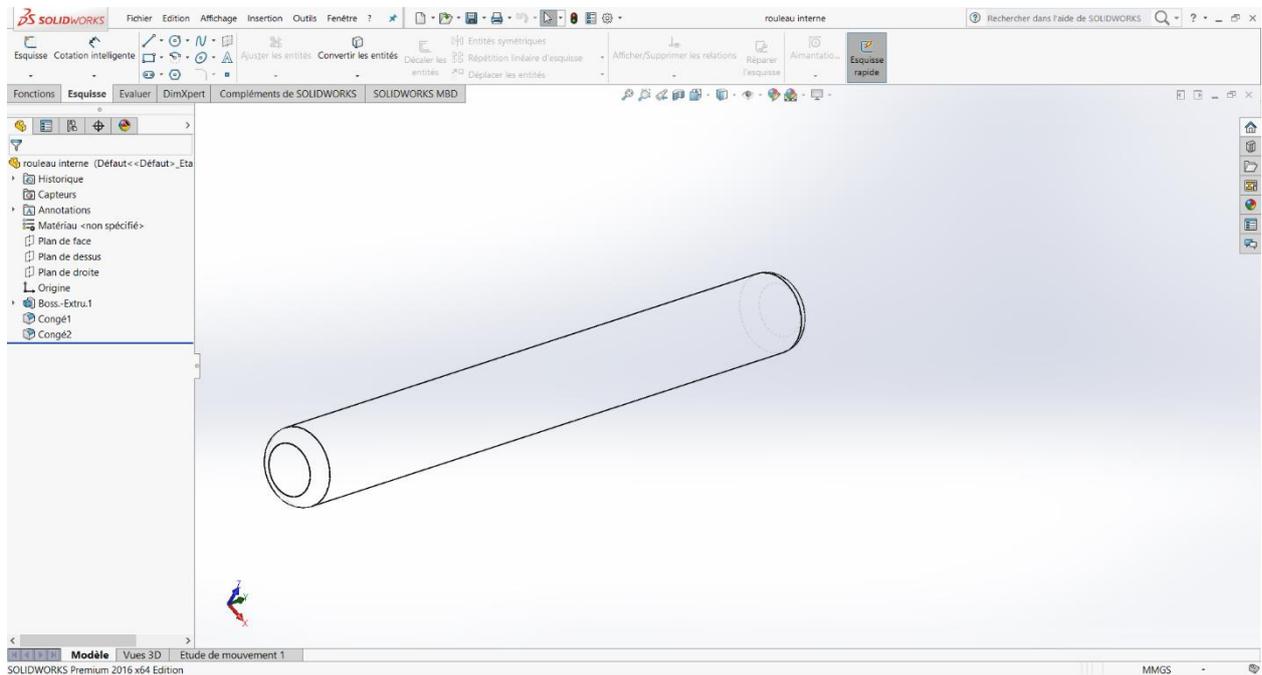


Fig.2.67 : Rouleau interne 2 (3D)

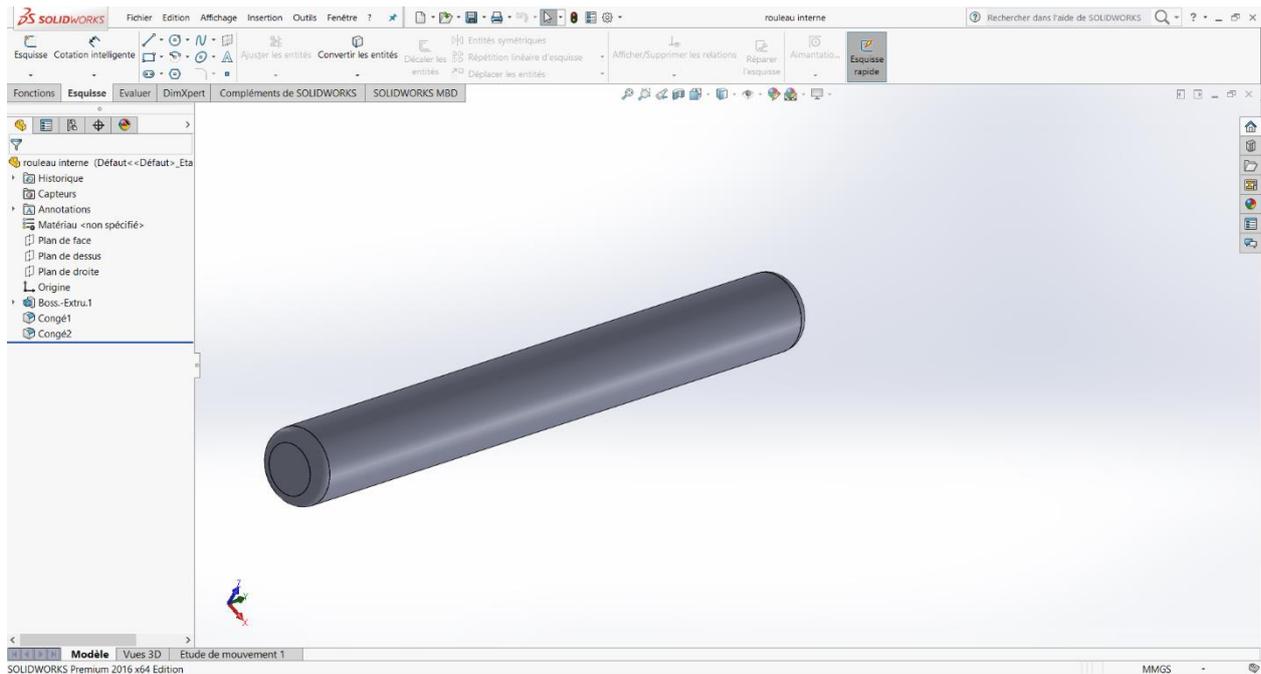


Fig.2.68 : Rouleau interne 3 (3D)

Rouleau interne

Matériau: aluminium ou acier inoxydable

Echelle: 1: 1

4.6.8. Support de rouleau

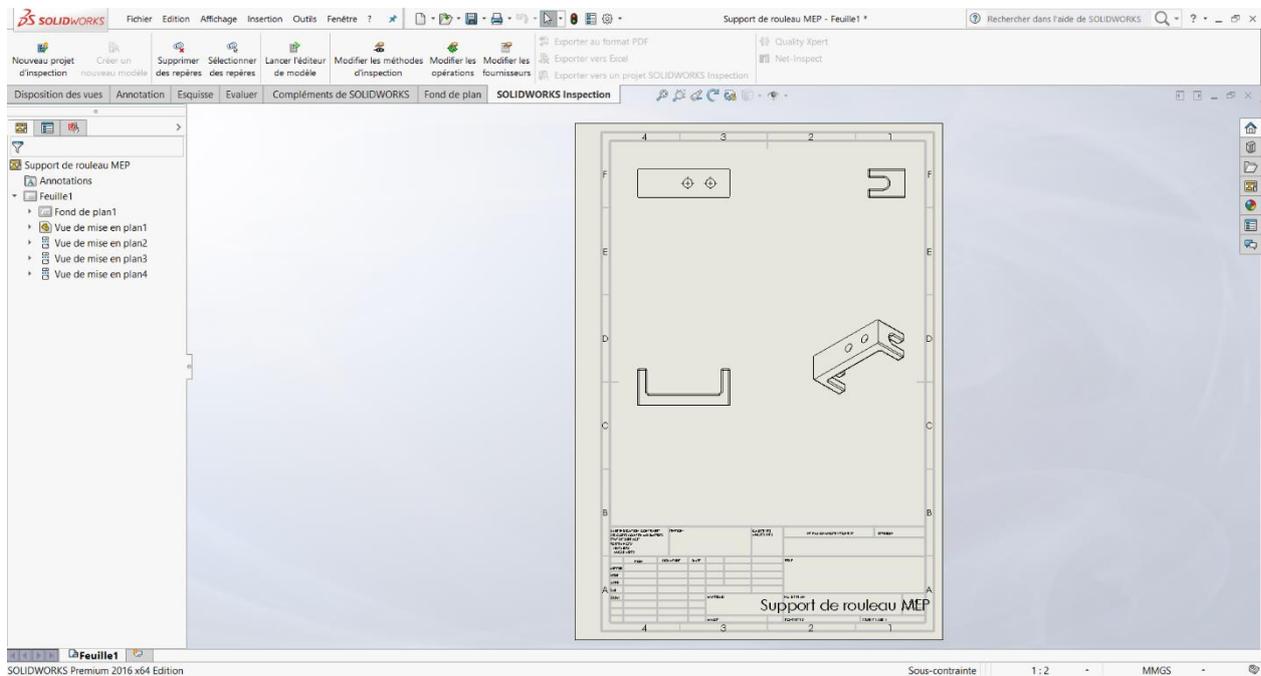


Fig.2.69 : MEP support de rouleau 1

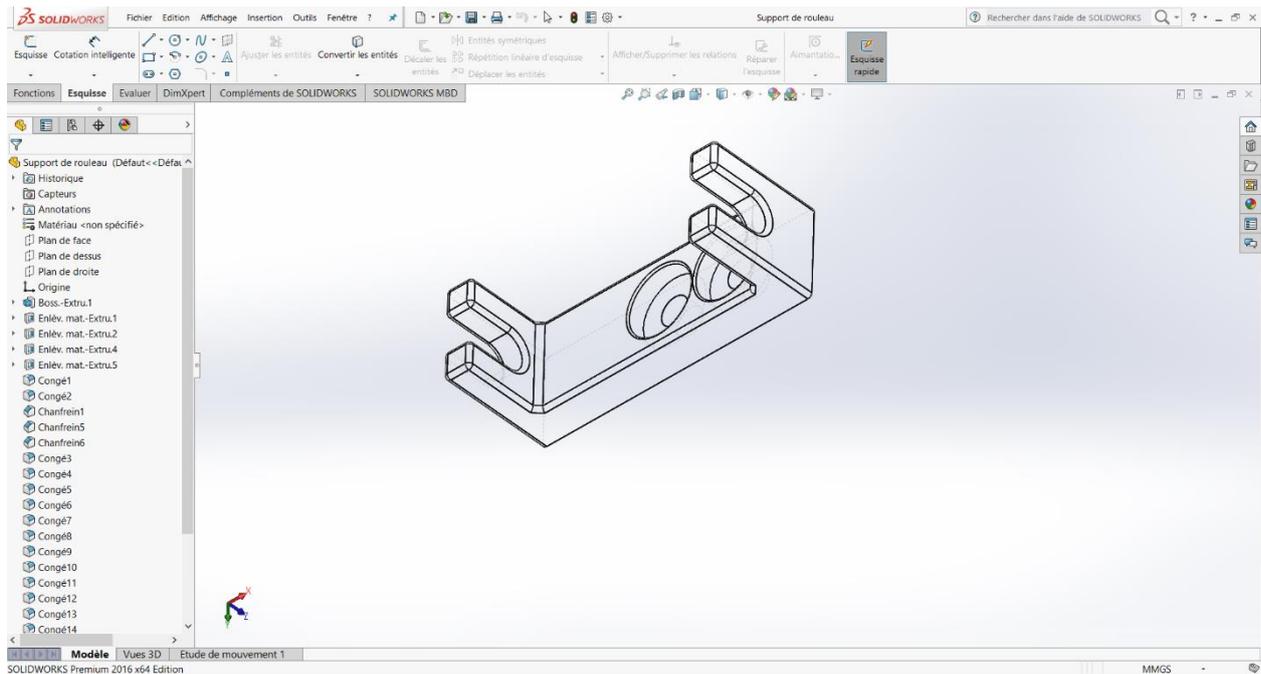


Fig.2.70 : Support de roulement 2 (3D)

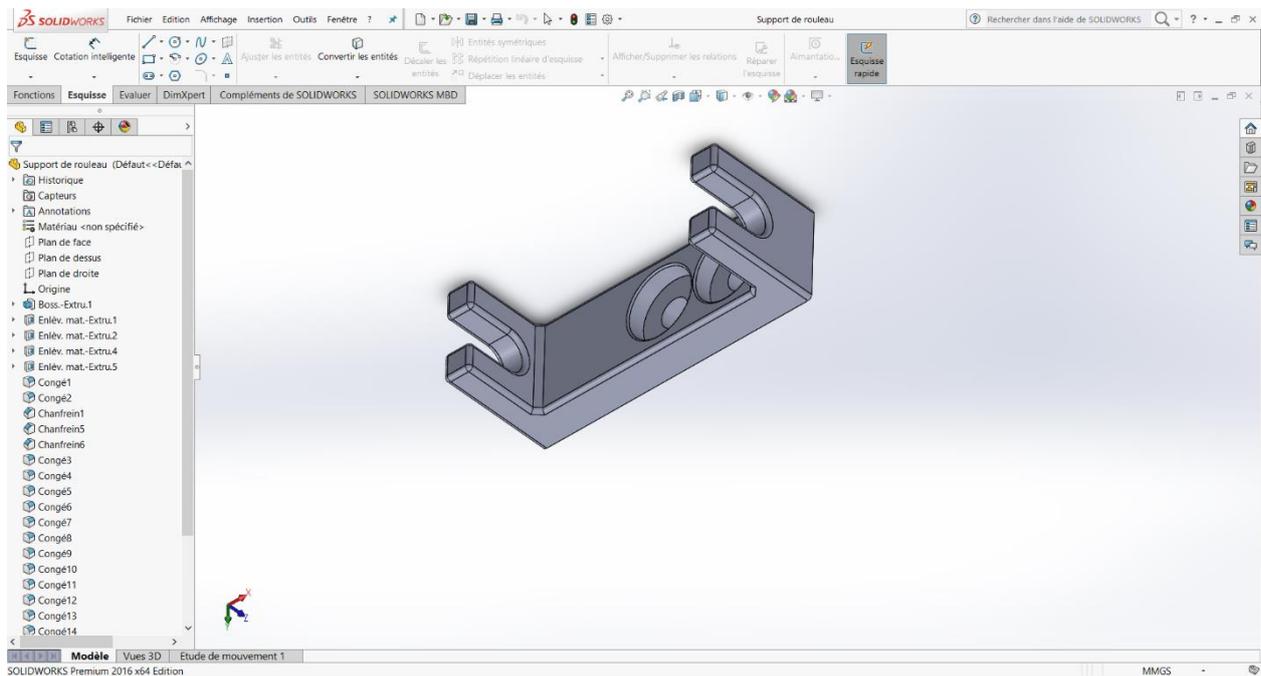


Fig.2.71 : Support de roulement 3 (3D)

Support de roulement

Matériau: aluminium ou acier inoxydable

Echelle: 1: 1

Sauf indication contraire, appliquer une couche de bord de rayon 1,5 mm.

4.6.9. Axe du bras oscillant

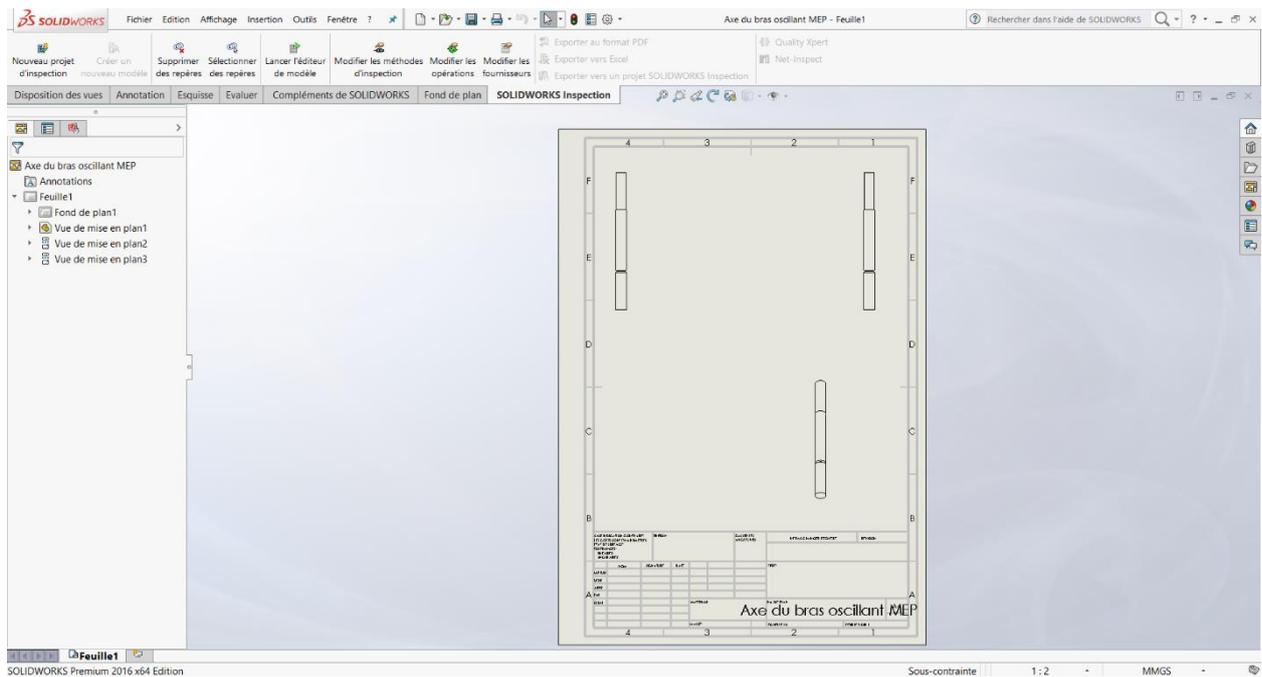


Fig.2.72 : MEP axe du bras oscillant 1

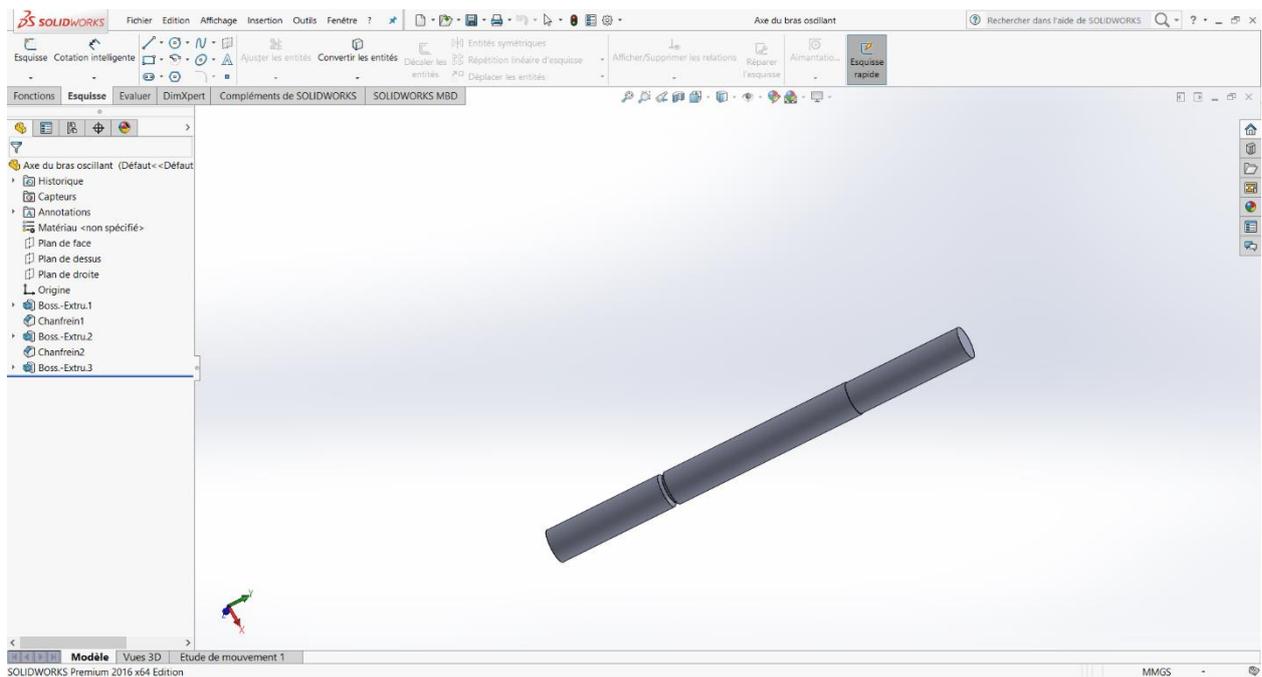


Fig.2.73 : Axe du bras oscillant 2

Axe du bras oscillant

Matériau: aluminium ou acier inoxydable

Echelle: 1: 1

4.6.10. Planche de bras oscillant

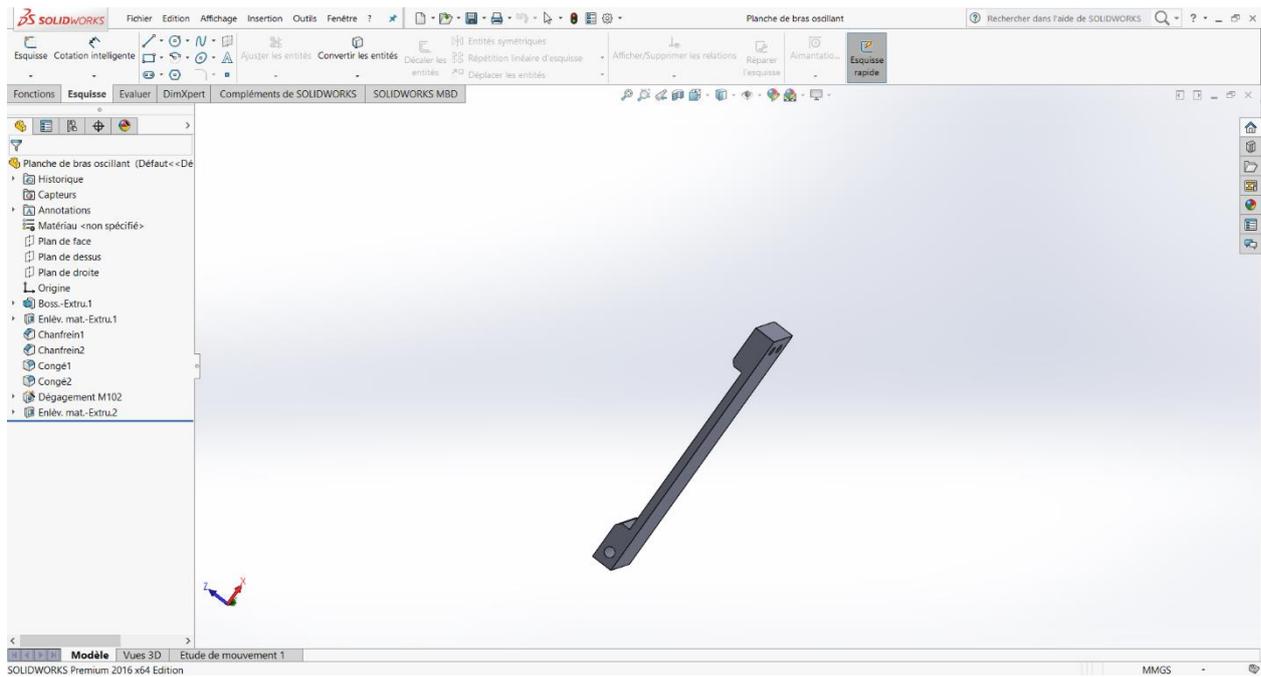


Fig.2.74 : Planche de bras oscillant 1 (3D)

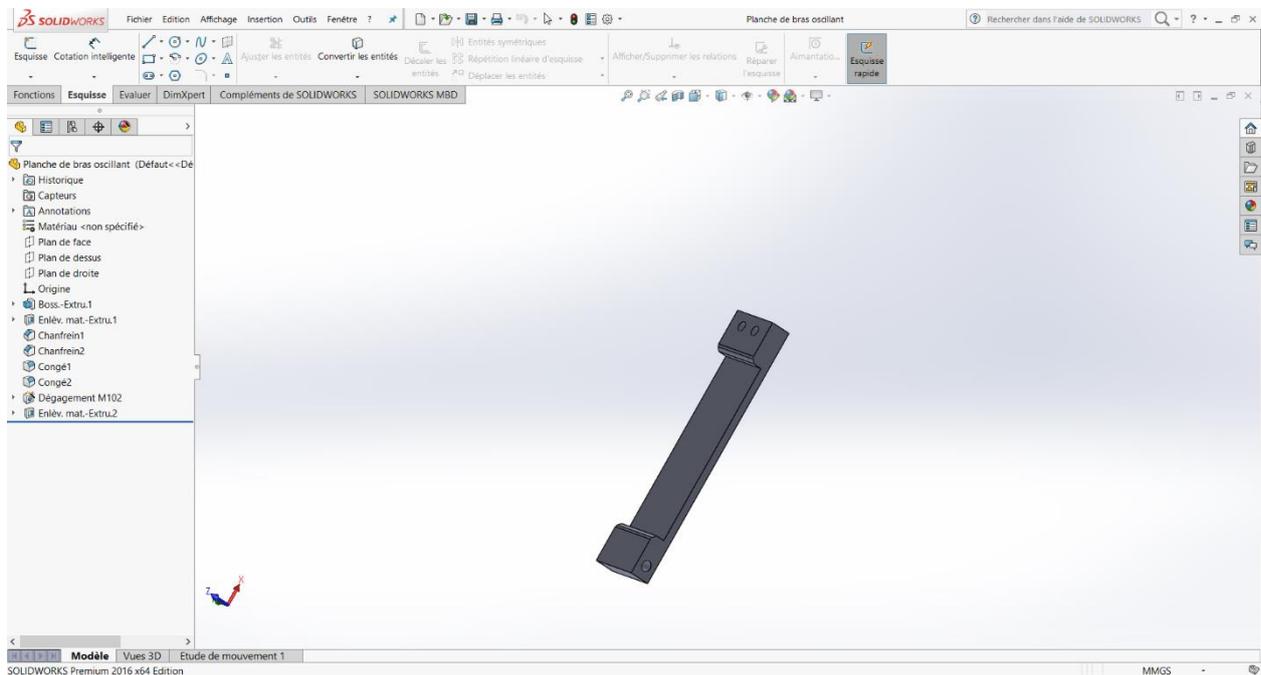


Fig.2.75 : Planche de bras oscillant 2 (3D)

Planche de bras oscillant

Matériau: nylon

Echelle: 1: 2

Remarque: Aucune arête de coupe autorisée: chanfrein 1x45 sur toutes les arêtes

5. Analyse fonctionnelle de respirateur OxyGEN-IP « Partie électrique »

La partie électrique ici n'est pas compliquée car elle dépend de la rotation du moteur à vitesse constante avec contrôle de vitesse par (DIMMER).

La partie électrique est constituée de plusieurs éléments de base :

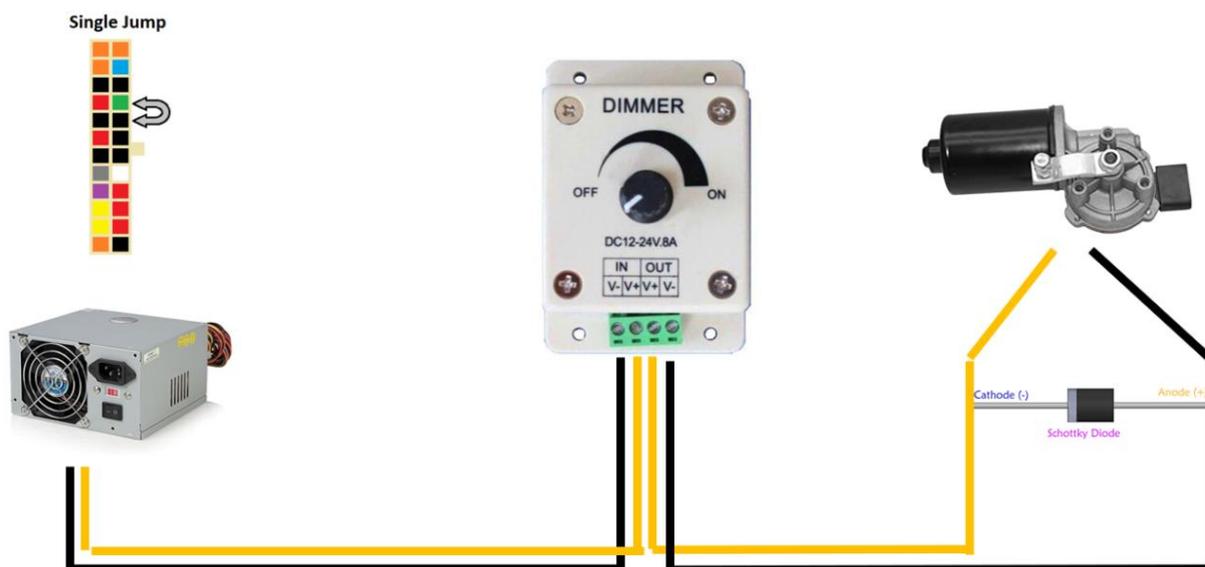


Fig.2.76 : Electric diagram

➤ Moteur

Une machine à courant continu est une machine électrique : convertisseur électromécanique permettant la conversion bidirectionnelle d'énergie entre une installation électrique parcourue par un courant continu et un dispositif mécanique.

➤ servomoteur

Un servomoteur (ou servo-moteur) est un moteur conçu pour produire le mouvement précis d'un élément mécanique selon une commande externe.



Fig.2.77 : Un servomoteur

Un servomoteur est un dispositif motorisé capable d'atteindre des positions déterminées, puis de les maintenir. La position est: dans le cas d'un moteur rotatif, une position d'angle et, dans le cas d'un moteur linéaire une position de distance. On utilise des moteurs électriques autant que des moteurs hydrauliques. Le démarrage et la conservation de la position déterminée sont commandés par un dispositif de réglage.

Pour un ajustement précis de la position, le moteur et son réglage sont équipés d'un dispositif de mesure qui détermine la position courante (p. ex. l'angle de rotation parcouru relatif à une position de départ) du moteur. Cette mesure est effectuée sur un réglage rotatif, p. ex. un resolveur, un réglage incrémental ou un réglage absolu (réalisable p. ex. par un potentiomètre).

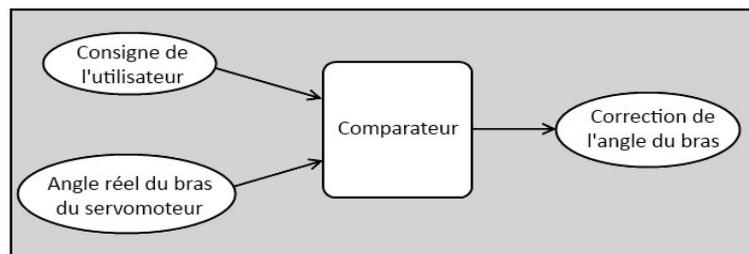


Schéma2.1 : Synoptique de fonctionnement de l'asservissement du servomoteur

✓ Caractéristiques du moteur électrique

Selon le dessin du fabricant, les caractéristiques du moteur électrique sont:

MOTOR PERFORMANCE							
NO LOAD PERFORMANCE			STALL CURRENT [A]	STALL TORQUE (at speed n1) [Nm]	NOMINAL TORQUE CONTINUOUS DUTY (at speed n1) [Nm]	TESTING VOLTAGE [V]	NOMINAL VOLTAGE [V]
SPEED NUM.	CURRENT [A]	SPEED [rpm]					
n1	1.3	34 ± 3	16	25	5	13	12

Tableau2.3: Caractéristiques du moteur électrique

➤ **Dimmer (c'est variateur de tension continues)**

➤ **Alimentation ATX 12V**

le bloc d'alimentation est un convertisseur de type alimentation à découpage, alliant légèreté, rendement important et compacité. En revanche ce type d'alimentation génère beaucoup de parasites haute fréquence, et nécessite d'être intégré dans un boîtier métallique (ou métallisé) formant ainsi une cage de Faraday et protégeant les composants sensibles de la carte mère alimentée. Les filtres sur les alimentations de la carte mère doivent aussi être performants afin de fournir une tension précise et constante, quelle que soit la consommation de courant des périphériques connectés.

➤ **Diode Schottky (la diode de roue libre)**

Les diodes de redressement et Schottky sont des composants très courants dans le secteur de l'électronique. Elles sont utilisées dans des dispositifs de toutes tailles, allant des unités à basse puissance aux équipements industriels de grandes dimensions.



Fig.2.78 : Une diode Schottky

Ce sont des composants électroniques qui régulent le flux électrique, autorisant son passage dans une seule direction et l'interdisant dans l'autre. Dans un monde idéal, ces dispositifs devraient autoriser une quantité illimitée de courant dans une direction et bloquer une quantité illimitée de courant dans l'autre direction. Mais telle n'est pas la réalité. Les diodes sont spécifiées pour fonctionner à différents niveaux de courant et de tension. Toute utilisation dans des capacités incompatibles avec leurs spécifications peut provoquer leur défaillance.

Une diode de redressement ou redresseur sert à transformer le courant alternatif en courant continu. Comme une diode n'autorise le passage du courant que dans une seule direction, le courant alternatif ne peut pas circuler dans l'autre direction. Ce processus d'élimination du courant circulant dans une direction est appelé redressement. [19]

6. Conclusion

Dans ce chapitre, des explications détaillées des parties mécaniques et électriques du respirateur OxyGEN-IP ont été présentées. On a remarqué que la partie mécanique n'est pas facile à réaliser tout particulièrement concernant la réalisation des cames. Ainsi, une machine de coupe assistée par ordinateur est requise pour assurer la fabrication des pièces métalliques ou en acrylique; cette machine n'est pas disponible au niveau de l'université du 8 Mai 1945 de Guelma. Cependant, la partie électrique quand à elle reste simple et tout à fait réalisable au niveau du laboratoire de département d'électrotechnique.

Dans le chapitre qui suit, nous allons étudier l'application du respirateur dans les conditions réelles; on verra que dans cas, la partie électrique est plus complexe que celle présentée au chapitre 2.

Partie pratique

Chapitre 3 :

L'ETUDE ET REALISATION D'UN RESPIRATEUR ARTIFICIEL MICRO-CONTROL

1. Introduction

Comme expliqué dans la conclusion du chapitre 2, des contraintes d'ordre financier mais aussi et surtout technologique concernant la réalisation des cames, font qu'une conception d'un respirateur artificiel du type Espagnol OxyGEN-IP, a été modifiée. En effet, en enlevant le système à came, c'est tout le dispositif mécanique, électrique, électronique et de commande qui doit être modifié. En concertation avec nos encadreurs, il a été décidé d'opter pour un moteur pas à pas disponible au niveau du laboratoire d'électrotechnique, qui sera contrôlé par un système de commande afin d'obtenir exactement les mêmes caractéristiques respiratoires qu'avec le système à cames utilisé dans le respirateur OxyGEN-IP. A la fin de ce chapitre, on présentera le système mécanique utilisé comme support au moteur pas à pas utilisé.

2. Etude pour réalisation (Partie électrique et commande)

2.1. Moteur électrique

Un actionneur (qui vient du mot action) est un système qui transforme l'énergie qui lui est fournie (énergie: Pneumatique, Hydraulique (eau ou huile), Électrique, Mécanique, Combustible fossile...) en un phénomène physique utilisable (Déplacement ou freinage, Chaleur, Froid, Lumière, Son, ...). Les actionneurs sont utilisés dans pratiquement tous les domaines: L'industrie (les chaînes de transformation et de production), les véhicules et les moyens de transport, l'électroménager, les équipements électroniques, le domaine médical, la robotique, etc.

Il existe de plusieurs types de moteurs que nous pouvons utiliser pour les mouvements va et viens du respirateur artificiel.

2.1.1. Le moteur à courant continu

Les moteurs à courant continu sont des machines qui transforment l'énergie électrique qu'ils reçoivent en énergie mécanique. La construction des moteurs est identique à celle des génératrices, de sorte qu'une machine à courant continu peut servir indifféremment comme moteur ou comme génératrice. L'usage des moteurs à courant continu est plutôt restreint, car la distribution se fait à courant alternatif. Cependant, pour certaines applications il est parfois avantageux d'utiliser des moteurs à courant continu alimentés par des convertisseurs qui transforment le courant alternatif en courant continu. La supériorité de ces moteurs réside dans le fait qu'ils se prêtent facilement à un contrôle souple, continu et presque instantané de leur vitesse. [20]



Fig.3.1 : Moteur à courant continu

- ✚ Un moteur à courant continu est composé de deux parties principales :
 - ✓ Un stator, élément fixe, dont le rôle est de créer un flux magnétique. Cette fonction peut être assurée par un aimant permanent ou par un courant électrique circulant dans un bobinage.
 - ✓ Un rotor, aussi appelé induit, composé d'un châssis métallique comprenant un certain nombre d'encoches, sur lesquelles sont placés un certain nombre de bobinages.
- ✚ D'un point de vue structurel, un moteur à courant continu comporte une partie tournante (l'induit) et une partie fixe (l'inducteur). Cette dernière partie peut être soit bobinée, soit réalisée avec des aimants permanents.
- ✓ L'induit

C'est la partie mobile, qui comporte une ou plusieurs bobines tournantes dans le champ magnétique. Il est le siège d'une f.é.m. induite alternative

- ✓ L'inducteur

C'est la partie fixe du moteur, dont la fonction consiste à créer le champ magnétique d'excitation. Il est constitué, soit par un aimant permanent, soit par un électro-aimant dont les enroulements sont parcourus par le courant continu d'excitation. Les bobines sont montées à l'intérieur d'une culasse qui est généralement en fonte d'acier, les pièces polaires sont formées de tôle d'acier doux. Les bobines excitatrices sont alimentées en courant continu, ce courant est le courant d'excitation.

- ✓ Le collecteur

Il est également mobile, dont le rôle est de transformer le courant induit alternatif en courant unidirectionnel (continu). Il est constitué de lames de cuivres isolés entre elles par des feuilles de mica. Il est monté sur l'arbre mais il est isolé de ce dernier. [21]

2.1.1.1.Principe de fonctionnement du moteur à courant continu:

Lorsque le bobinage d'un inducteur du moteur est alimenté par un courant, sur le même principe qu'un aimant permanent, il crée un champ magnétique (flux d'excitation) de direction nord-sud. Une spire capable de tourner sur l'axe de rotation est placée dans le champ magnétique.

De plus, les deux conducteurs formant la spire sont chacun raccordé électriquement à un demi collecteur et alimenté en courant continu via deux balais.

D'après la loi de Laplace (figure I.5), tout conducteur parcouru par un courant et placé dans un champ magnétique est soumis à une force. Les conducteurs de l'induit placés de part et d'autre de l'axe des balais (ligne neutre) sont soumis à des forces F égales mais de sens opposé en créant un couple moteur, l'induit se met donc à tourner. [23]

$$dF = I(dl \wedge B)$$

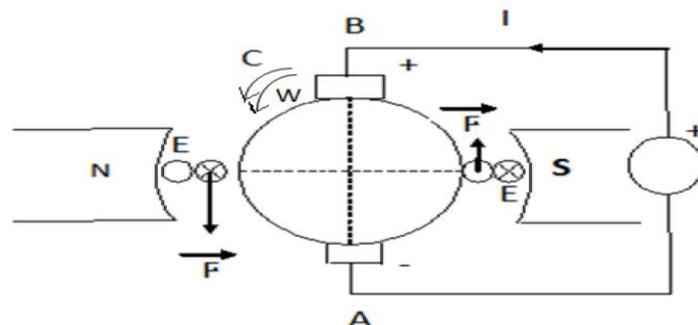


Fig.3.2 : Principe de fonctionnement du moteur à courant continu

2.1.1.2. Les avantages et inconvénients de la moteur à courant continu:

Le principal avantage d'un moteur à courant continu est son faible coût, et la capacité qu'il offre de régler facilement sa vitesse à l'aide d'un gradateur.

Le problème principal de ce type de moteur est le collecteur. En effet, pour assurer un bon contact entre les balais et le collecteur, la pression de contact entre les deux doit être importante, surtout à des vitesses élevées. De plus, les ruptures de contacts au collecteur peuvent provoquer des arcs électriques à chaque commutation. A cause de la pression et de ces arcs, les balais vont avoir une durée de vie limitée, et les arcs peuvent créer des parasites dans le circuit d'alimentation et par rayonnement électromagnétique.

Un second problème peut apparaître sur ce type de moteurs : le défretage. Si le moteur tourne à une vitesse trop élevée, la force centrifuge peut endommager le système de fixation des bobinages du rotor.

2.1.2. Moteur pas à pas

Les moteurs pas à pas sont utilisés pour un positionnement angulaire précis (imprimantes, scanners, disques durs...). Contrairement aux moteurs à courant continu, ils ne nécessitent pas de boucle d'asservissement et sont faciles à contrôler.

Il existe trois types de moteurs : à aimant permanent, à résistance variable et hybride. Dans tous les types de moteurs, le rotor est positionné en changeant la direction du champ magnétique créé par les enroulements du stator. Il nécessite un circuit de contrôle qui a une partie logique et un dispositif de contrôle de puissance. La partie logique de chaque étape détermine quelles bobines sont alimentées et le sens de rotation. La fréquence d'horloge du circuit logique détermine la vitesse de rotation.



Fig.3.3 : Moteur pas à pas

Le moteur pas à pas constitue un convertisseur électromécanique destiné à transformer le signal électrique (impulsion ou train d'impulsions de pilotage) en déplacement (angulaire ou linéaire) mécanique.

Au point de vue électrotechnique, le moteur classique ressemble à la machine synchrone, dont le stator (le plus souvent à pôles saillants) porte les enroulements de pilotage et le rotor (presque toujours à pôles saillants) est soit muni d'aimants permanents (structure dite polarisée ou active), soit constitué par une pièce ferromagnétique dentée (structure dite réluctante ou passive).

Entre le moteur et son alimentation, sont intercalés trois éléments essentiels (**Schéma3.1**)

- une unité de calcul, qui élabore les impulsions de commande ;
- un modulateur PWM, qui génère les commandes des contacteurs électroniques de commutation
- une électronique de commutation (puissance), qui, à partir d'une alimentation, fournit l'énergie vers les enroulements appropriés du moteur. [21]

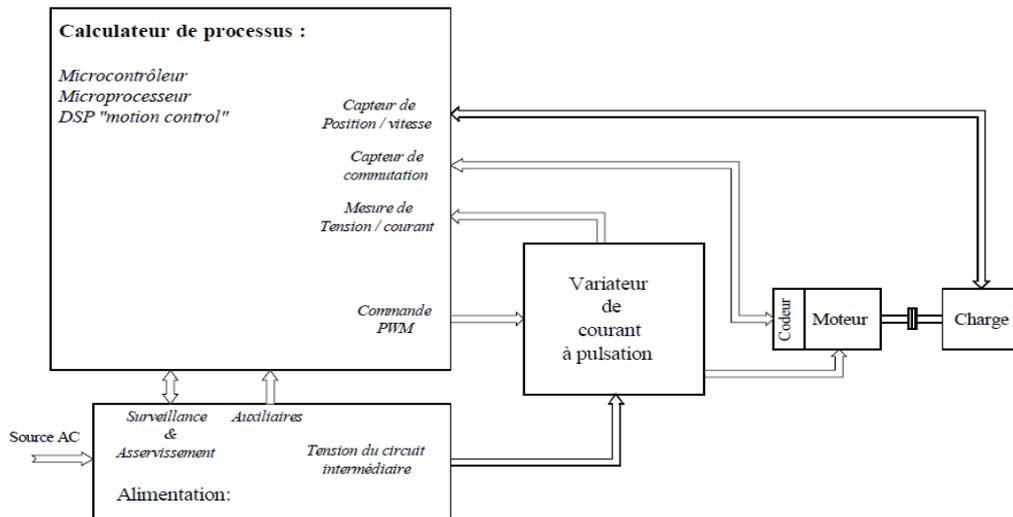


Schéma3.1 : Schéma bloc de principe du contrôle d'un moteur pas-à-pas

2.1.2.1. Moteur pas à pas bipolaire et unipolaire :

Une autre division des moteurs pas à pas résulte de la méthode de réalisation de l'enroulement dans les moteurs biphasés. En fonction de l'enroulement, les moteurs sont divisés en unipolaires et bipolaires. La principale différence est que le moteur unipolaire fonctionne avec une polarité de courant (tension), tandis que le moteur bipolaire fonctionne avec deux polarités, ce qui signifie que le sens du flux de courant dans la bobine est variable. Une autre différence est que les bobines du moteur doivent être connectées de telle sorte qu'il soit possible de transférer la puissance de l'extrémité d'une bobine au début de l'autre bobine. Cette manière de connexion permet d'utiliser le courant (tension) d'une seule polarité. Les différences de construction des deux types de moteurs sont présentées de manière simplifiée sur les figures.

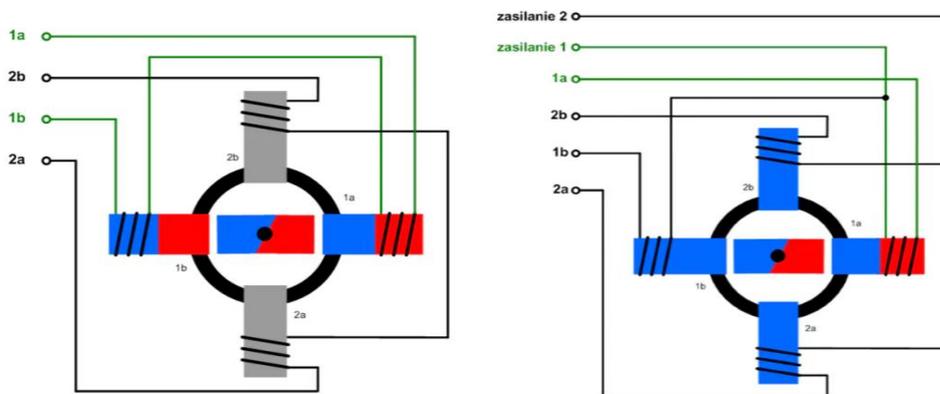


Fig.3.4 : Moteur pas à pas bipolaire (à gauche) unipolaire (à droite)

Un moteur bipolaire se caractérise par le couple plus élevé qu'un moteur unipolaire, bien que cela se fasse au détriment de commande plus complexe. [21]

2.1.2.2. Types moteurs pas à pas :

Le moteur pas à pas comparé à un moteur courant continu à balais typique, n'est pas particulièrement compliqué et il ne se caractérise pas d'une construction plus complexe, mais nécessite plus de précision de réalisation. Les moteurs BLDC modernes sont très similaires aux moteurs pas à pas avec un aimant permanent et en outre leur contrôle est effectué de manière très similaire.

Selon le critère de base, les types de moteurs pas à pas sont divisés en fonction de leur construction et du nombre de phases nécessaires pour alimenter les bobines. En fonction de la conception, les types de moteurs diffèrent par leur objectif (application cible), leur résolution et le couple obtenu.

✓ Moteurs à aimant permanent :

C'est le modèle dont le fonctionnement est le plus simple. Le rotor est constitué d'un aimant permanent, et le stator comporte deux paires de bobines. En agissant sur les bobines alimentées, et le sens des courants, on fait varier le champ créé par le stator.

A chaque pas, la direction du champ induit par le stator tourne de 90° . L'aimant permanent suit le déplacement du champ magnétique créé par les bobines et s'oriente selon une de ses quatre positions stables. Comme le rotor est aimanté, lorsque le moteur n'est pas alimenté le flux magnétique du à l'aimant permanent crée un couple résiduel en se plaçant dans l'axe de l'une des bobines.

Pour augmenter le nombre de positions stables et donc de pas du moteur à aimant permanent, on peut alimenter successivement une puis deux paires de bobines : c'est le mode "demi-pas". A chaque pas, la direction du champ induit par le stator tourne de 45° . Dans ce mode, le couple est différent pour les pas pairs et impairs. Les moteurs pas à pas à aimant permanent ont un couple moteur important, mais un nombre de pas par tour faible, et une fréquence de rotation maximale faible. La commande de ces moteurs pas à pas nécessite de contrôler le sens du courant dans chaque bobine.

✓ Moteurs à réluctance variable :

Le rotor est en fer doux et comporte un nombre de pôles différent du stator. Le rotor se déplace pour que le flux le traversant soit maximum. Ces moteurs n'ont pas de couple de maintien si aucune bobine n'est alimentée.

✓ Moteurs hybrides :

Le rotor est constitué par deux pièces en fer doux ayant chacune n pôles séparées par un aimant permanent magnétisé dans le sens de l'axe du rotor. Le nombre m de pôles du stator est différent de celui du rotor. Le rotor se déplace pour que le flux qui le traverse soit maximum. En mode pas entier, les bobines sont alimentées paire par paire alternativement avec inversion à chaque pas. Il est nécessaire d'avoir un rotor polarisé pour imposer le sens de rotation à chaque commutation.

Pour le modèle présenté, (stator avec deux paires de bobines et rotor à deux fois trois pôles) à chaque pas, la direction du champ induit par le stator tourne de 90° en mode "pas entier" et de 45° en mode "demi-pas". Ceci induit une rotation de 30° ou de 15° du rotor. Un modèle classique comporte un stator avec 8 pôles ayant chacun 5 dents et un rotor avec 2 pièces de 50 dents ce qui donne 200 pas par tour en mode "pas entier". [21]

2.1.2.3. Moteurs pas à pas comment ça march ?

Le moteur pas à pas est composé du rotor et du stator. Le stator est une pièce fixe, tandis que le rotor monté sur l'arbre avec un palier tourne comme le champ magnétique tournant qui est créé autour du stator. Le stator – en acier ou en autre métal – est le cadre d'un ensemble d'électroaimants, qui sont des bobines montées à des endroits spécifiques autour du rotor. Lorsque le courant circule à travers les bobines du stator, un champ magnétique est créé autour d'elles. Des flux magnétiques particuliers ont une direction et une intensité qui dépendent de l'intensité et de la direction du courant traversant une bobine donnée.

Lorsque la bobine est sous tension, l'électroaimant créé est attiré par un aimant (dent) monté sur le rotor, déplacé d'un certain décalage par rapport à lui. Le rotor et l'arbre tournent alors de l'angle auquel sa position s'oppose le moins au flux magnétique ou à la résultante de plusieurs flux. Après avoir déplacé de ce décalage, un autre électroaimant (bobine ou bobines) sur le stator est activé et le rotor est ramené à sa nouvelle position. En commutant des bobines successives, il est possible d'effectuer d'autres pas vers l'avant ou vers l'arrière, ou d'effectuer une rotation complète ou partielle du rotor et de l'arbre avec lui.

Sur la base de la description donnée, nous pouvons imaginer un moteur pas à pas comme une série d'électroaimants qui attirent l'aimant du rotor. Toutefois, en réalité la situation est beaucoup plus complexe parce que l'aimant est attiré par le champ résultant qui est créé autour de l'ensemble d'électroaimants ce qui permet non seulement un fonctionnement en pas complet, mais également un fonctionnement en demi-pas (division de la course par 2) ou moins, ce qui est appelé fonctionnement en micropas.

✓ Moteur pas à pas - fonctionnement en pas complet

Le principe de fonctionnement du moteur pas à pas en pas complet est illustré sur la figure 3.5. Dans ce mode, le moteur tourne d'un angle résultant de sa construction qui peut être, par exemple, de $1,8^\circ$. Comme nous pouvons facilement calculer, dans un tel cas il faut faire 200 pas pour effectuer un tour complet ($200 \times 1,8^\circ = 360^\circ$).

La course de l'arbre est effectuée après la mise sous tension d'une ou de deux bobines. Le fonctionnement avec l'alimentation d'une seule bobine il est nécessaire d'appliquer une puissance minimale du driver. En fonctionnement biphasé, avec l'alimentation de bobines opposées, il faut deux fois plus de puissance, mais la vitesse et le couple augmentent également.

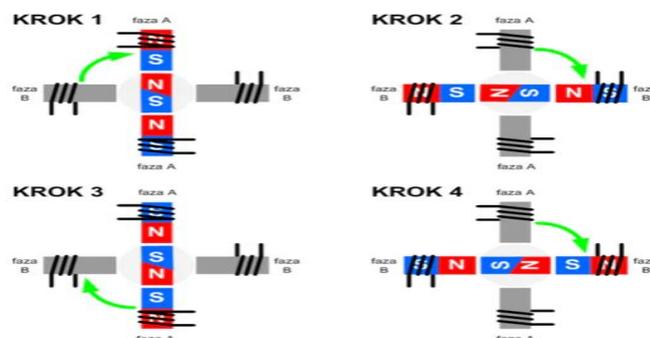


Fig.3.5 : Principe de fonctionnement du moteur pas à pas en pas complet avec une alimentation biphasée

✓ Moteur pas à pas - fonctionnement en mode demi-pas

Le principe du fonctionnement du moteur en mode demi-pas est présenté sur la figure 2. Comme son nom l'indique, dans ce mode la course discrète du rotor est divisée par 2 et en faisant une seule course, il tourne de la moitié de l'angle nominal. En se référant à l'exemple ci-dessus, une seule course sera effectuée tous les $0,9^\circ$, tandis que le nombre de courses par tour complet augmentera à 400.

Pour un fonctionnement en demi-pas, une alimentation alternative de deux phases (bobines) est nécessaire. En conséquence nous obtenons une augmentation du couple par rapport au fonctionnement avec l'alimentation monophasée, un fonctionnement « plus doux » du moteur et le doublement précité de la résolution angulaire.

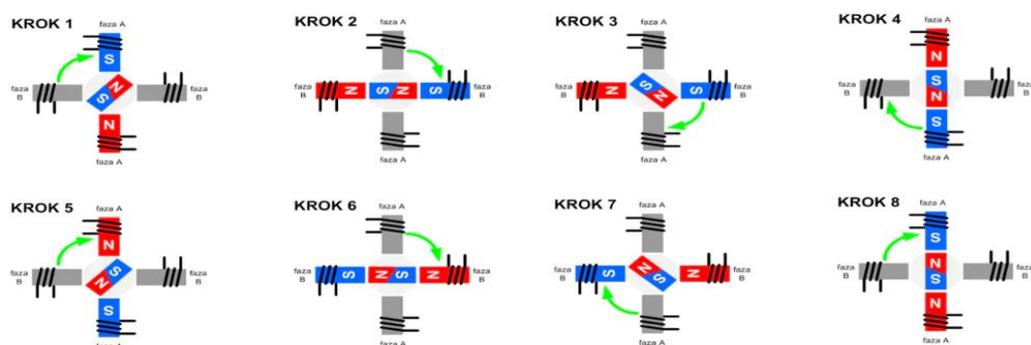


Fig.3.6 : Principe de fonctionnement du moteur en mode demi-pas avec une alimentation biphasée

✓ Moteur pas à pas - fonctionnement en mode micropas (microstep)

En mode micropas, la course nominale est divisée en sections encore plus courtes que dans le mode demi-pas. Le coefficient de division maximal est de 256. Les positions individuelles du rotor sont obtenues par le flux magnétique résultant des bobines alimentées par l'onde échelonnée. Un fonctionnement en micropas est préféré dans les applications où un fonctionnement du moteur « doux » et / ou une précision de son positionnement élevée sont nécessaires.

En utilisant le moteur en mode micropas, il est nécessaire de faire attention aux exigences de l'application concernant la vitesse rotative du moteur. Comme nous avons déjà mentionné, la réactance inductive de la bobine augmente avec la fréquence de commutation du courant dans les enroulements du moteur. Une vitesse de rotation plus élevée nécessite une commutation plus fréquente, et en conséquence – une fréquence de commutation d'enroulement plus élevée. Cela provoque une augmentation de l'impédance de la bobine et en conséquence une diminution du courant moyen traversant les enroulements. Cela n'est pas sans importance pour le fonctionnement du moteur – lorsque le courant circulant dans les enroulements diminue, le couple diminue également, ce qui peut entraîner une oscillation, l'arrêt du rotor ou la perte des cours du moteur, et donc de l'élément entraîné de la machine.

Par conséquent, en utilisant le moteur en mode micropas, il est nécessaire de faire une attention particulière à sa fiche catalogue qui doit présenter un graphique montrant la valeur du couple dans la fonction de la fréquence du courant circulant dans la bobine.[21]

2.1.2.4. Les avantages et inconvénients de la moteur pas à pas:

Parmi les principaux **avantages** du moteur pas à pas il y 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 est également très importants.

Le besoin en énergie est l'un des **inconvénients** plus importants du du moteur pas à pas. Le moteur doit être alimentée à la fois lorsqu'il est en mouvement et lorsqu'il est arrêté. Le couple du moteur est le plus élevé à un régime relativement bas et il diminue à un régime élevé. Comme nous avons mentionné ci-dessus, il est fortement lié au courant traversant les bobines qui dépend à son tour de leur impédance, qui augmente avec l'augmentation de la fréquence de commutation. Pour ces raisons il est impossible d'obtenir une vitesse rotative élevée tout en maintenant le couple et la capacité du moteur à « supporter » la charge réglée. Si le couple est insuffisant cela entraîne un phénomène appelé le glissement ou la perte de pas. Par conséquent, un mécanisme de rétroaction est nécessaire pour une commande fiable du moteur, qui peut être mis en œuvre par exemple sur la base d'un codeur ou d'un autre type de capteur. Grâce à lui, le contrôleur du moteur peut « s'assurer » que le moteur a effectué le nombre de pas réglé. [21]

2.2. Présentatin de Arduino

✚ Qu'est-ce que c'est?

Une équipe de développeurs composée de Massimo Banzi, David Cuartielles, Tom Igoe, Gianluca Martino, David Mellis et Nicholas Zambetti a imaginé un projet répondant au doux nom de Arduino et mettant en œuvre une petite carte électronique programmable et un logiciel multiplateforme, qui puisse être accessible à tout un chacun dans le but de créer facilement des systèmes électroniques.

Arduino détecte l'environnement en recevant des entrées de périphériques supplémentaires tels que des capteurs, et peut contrôler le monde qui l'entoure en ajustant les lumières, les moteurs et d'autres actionneurs. Dans ce cours, vous apprendrez comment et quand utiliser les différents types de capteurs et comment les connecter à l'Arduino. Étant donné que le monde extérieur utilise des signaux continus ou analogiques et que le matériel est numérique, vous apprendrez comment ces signaux sont convertis dans les deux sens et comment cela doit être pris en compte lorsque vous programmez votre appareil. [22]

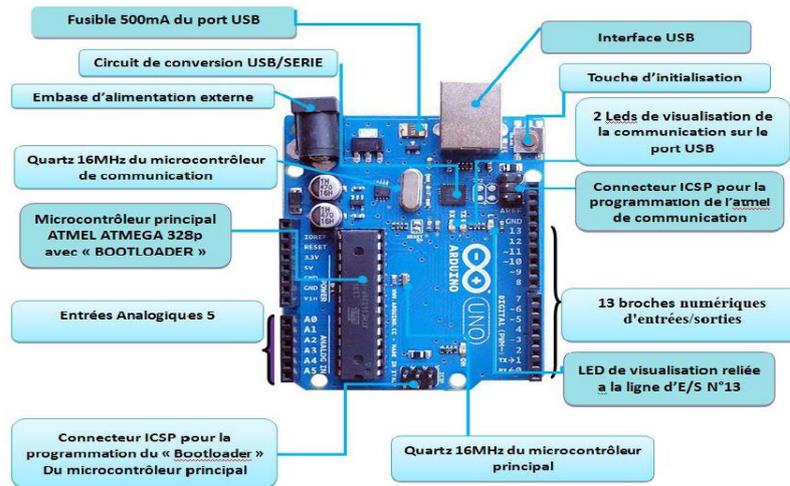


Fig.3.7 : Module carte Arduino

✚ Une carte électronique

Une carte électronique est un support plan, flexible ou rigide, généralement composé d'époxy ou de fibre de verre. Elle possède des pistes électriques disposées sur une, deux ou plusieurs couches (en surface et/ou en interne) qui permettent la mise en relation électrique des composants électroniques. Chaque piste relie tel composant à tel autre, de façon à créer un système électronique qui fonctionne et qui réalise les opérations demandées. [22]

✚ Les fabricants

Le projet Arduino est libre et les schémas des cartes circulent librement sur internet. D'où la mise en garde que je vais faire : il se peut qu'un illustre inconnu fabrique lui-même ses cartes Arduino. Cela n'a rien de mal en soi, s'il veut les commercialiser, il peut. Mais s'il est malhonnête, il peut vous vendre un produit défectueux. Bien sûr, tout le monde ne cherchera pas à vous arnaquer. Mais la prudence est de rigueur. Faites donc attention où vous achetez vos cartes. [22]

✚ Les types de cartes Arduino:

- Arduino UNO
- Arduino Nano
- Arduino Ethernet
- Arduino Mega
- Arduino Diecimila. [22]

✚ Domaine d'utilisation

- Physical computing : Au sens large, construire des systèmes physiques interactifs qui utilisent des logiciels et du matériel pouvant s'interfacer avec des capteurs et des actionneurs.
- Électronique industrielle et embarquée
- Art / Spectacle

- Domotique
- Robotique
- Modélisme
- DIY (Do-It-Yourself), Hacker, Prototype, Education, etc. [22]

🔧 Programmation des Arduino:

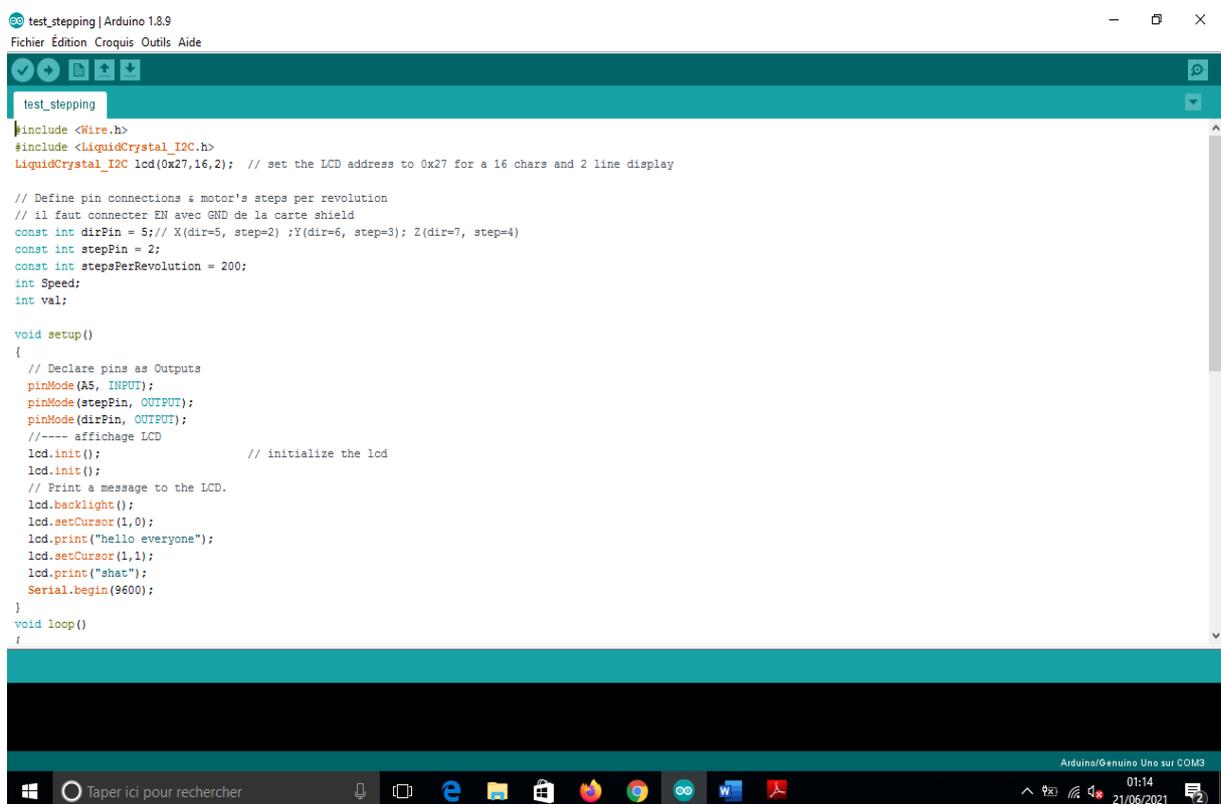
Les créateurs de Arduino ont développé un logiciel pour que la programmation des cartes arduino soit visuelle, simple et complète à la fois.

C'est ce que l'on appelle une IDE, qui signifie Integrated Development Environment ou Environnement de Développement « Intégré » en français (donc EDI).

L'IDE Arduino est le logiciel qui permet de programmer les cartes Arduino.

L'IDE affiche une fenêtre graphique qui contient un éditeur de texte et tous les outils nécessaires à l'activité de programmation.

Vous pouvez donc saisir votre programme, l'enregistrer, le compiler, le vérifier, le transférer sur une carte arduino. [22]



```
test_stepping | Arduino 1.8.9
Fichier Édition Croquis Outils Aide

test_stepping

#include <Wire.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27,16,2); // set the LCD address to 0x27 for a 16 chars and 2 line display

// Define pin connections & motor's steps per revolution
// il faut connecter EN avec GND de la carte shield
const int dirPin = 5; // X(dir=5, step=2); Y(dir=6, step=3); Z(dir=7, step=4)
const int stepPin = 2;
const int stepsPerRevolution = 200;
int Speed;
int val;

void setup()
{
  // Declare pins as Outputs
  pinMode(A5, INPUT);
  pinMode(stepPin, OUTPUT);
  pinMode(dirPin, OUTPUT);
  //---- affichage LCD
  lcd.init(); // initialize the lcd
  lcd.init();
  // Print a message to the LCD.
  lcd.backlight();
  lcd.setCursor(1,0);
  lcd.print("hello everyone");
  lcd.setCursor(1,1);
  lcd.print("shat");
  Serial.begin(9600);
}

void loop()
{
```

Fig.3.8 : L'interface de IDE Arduino

2.3. Shield CNC

Le CNC-shield est une carte électronique de "connectique" qui dispose de 4 emplacements pour des Pololu A4988 (étages moteurs pas à pas microsteps) et qui met en rapport les broches d'une carte Arduino avec les entrées logiques des étages Pololu A4988. Cette carte dispose:

- D'un emplacement pour 3 étages moteurs pour axes XYZ
- Un emplacement pour un étage pour axe supplémentaire (dédoublage d'un des XYZ ou 4ème axe)
- Une broche PWM pour broche (=Spindle) ou Laser entrées pour 3 enstaps

D'un point de vue pratique, cette carte présente plusieurs avantages intéressants:

reprise des broches de DIR/STEP des étages sur simple bornier permettant utilisation simple d'étages externes sélection de la fonction du 4ème étage par simple cavalier de sélection. [22]

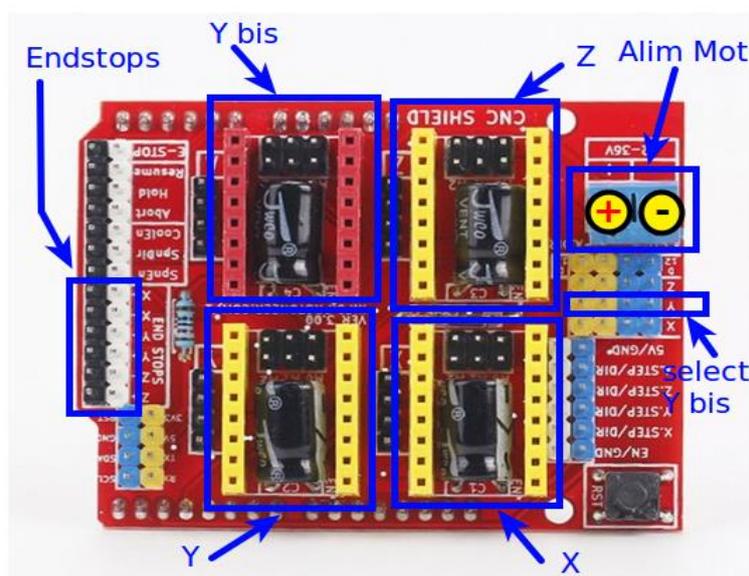


Fig.3.9 : Shield CNC

2.4. Driver (A4988)

- ✓ Le pilote moteur pas à pas ou driver A4988, sert à piloter les rotations du moteur de votre imprimante 3D.
- ✓ Le pilote de moteur pas à pas permet de gérer des micropas jusqu'à 1/16 de pas, son potentiomètre permet d'adapter le courant en fonction du moteur utilisé jusqu'à 1A par phase.
- ✓ Les drivers A4988 pololu se branchent directement sur les cartes électroniques de votre imprimante 3D.
- ✓ Le driver A4988 est livré avec un radiateur.
- ✓ Pour un A4988, la formule deviant pour current limit:

$$\text{Current Limit (A)} = VREF \times 2.5$$

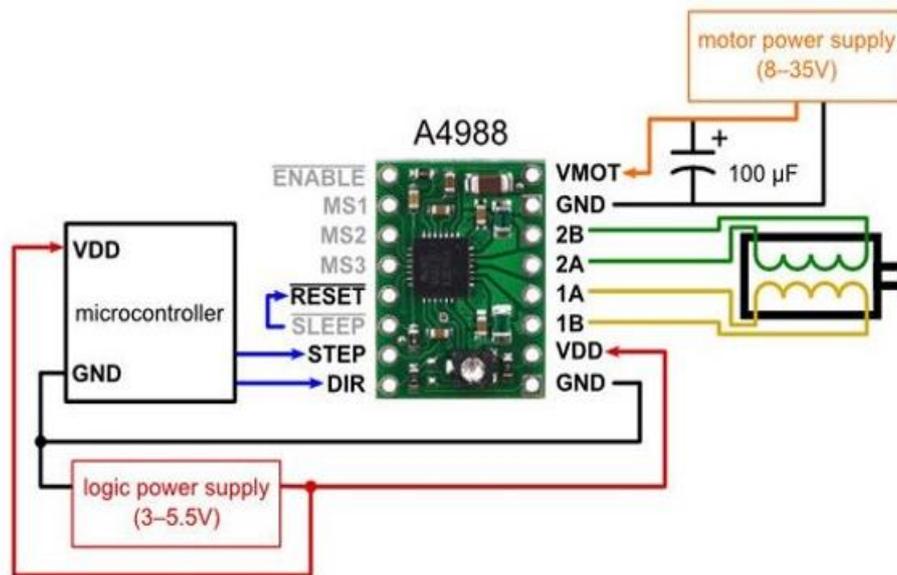


Fig.3.10 : Structure de A4988

2.5. Les écran LCD

Mettons tout de suite au clair les termes: LCD signifie "Liquid Crystal Display" et se traduit, en français, par "Écran à Cristaux Liquides". Ces écrans sont PARTOUT! Vous en trouverez dans plein d'appareils électroniques disposant d'afficheur: les montres, le tableau de bord de votre voiture, les calculatrices, etc. Cette utilisation intensive est due à leur faible consommation et coût. Mais ce n'est pas tout! En effet, les écrans LCD sont aussi sous des formes plus complexes telles que la plupart des écrans d'ordinateur ainsi que les téléviseurs à écran plat. Cette technologie est bien maîtrisée et donc le coût de production est assez bas. [22]

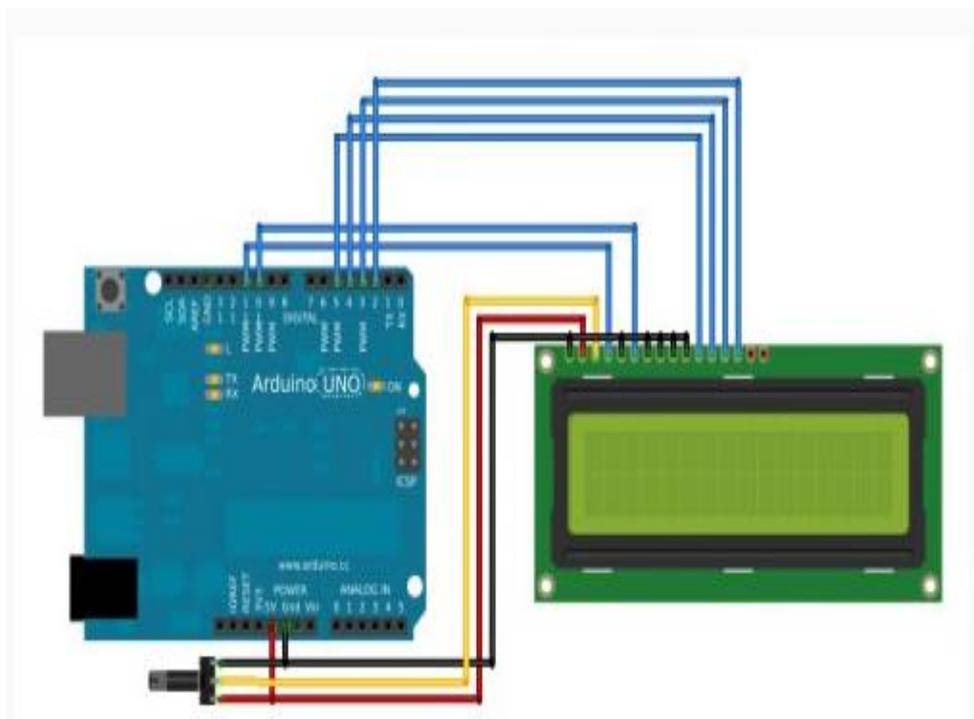


Fig.3.11 : Branchement du LCD avec 4 fils de données - montage

2.6. Les capteurs

Un capteur est un dispositif capable de transformer une grandeur physique (telle que la température, la pression, la lumière, etc.) en une autre grandeur physique manipulable. On peut d'ailleurs prendre des exemples: un microphone est un capteur qui permet de transformer une onde sonore en un signal électrique; un autre capteur tel qu'une photorésistance permet de transformer un signal lumineux en résistance variable selon son intensité. [22]

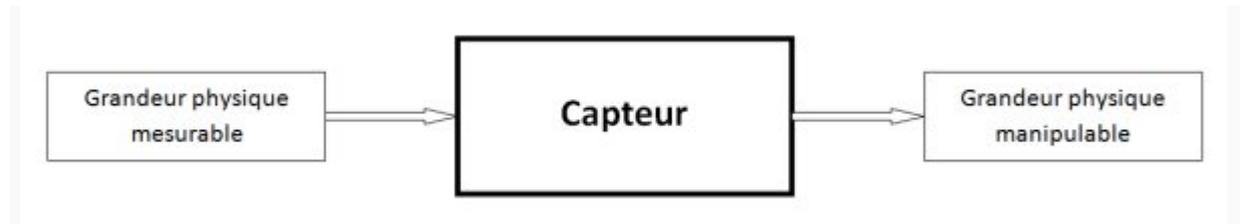


Fig.3.12 : Schéma d'un capteur

✚ Les critères à ne pas négliger

- La plage de mesure
- La précision
- Sa tension d'alimentation
- La résolution
- La reproductibilité
- Le temps de réponse
- La bande passante
- La gamme de température d'utilisation

3. L'étude pratique

Le système qu'on étudie dans ce projet de master en électromécanique, est un appareil permettant d'assister un patient dans sa fonction respiratoire. Le respirateur artificiel permet l'envoi de l'air dans les poumons du patient; du point de vue pratique, il est constitué d'un soufflet qui est rempli de l'air à ventiler.

3.1. Les composantes partie électrique et électronique

✓ Moteur pas à pas (NEMA 17)



Fig.3.13 : Moteur NEMA 17 china

✓ Arduino UNO

Pourquoi la carte Arduino Uno:

- Carte électronique bon marché, open source

À l'origine: conçue par des enseignants et étudiants d'une école de design numérique, pour la pratique artistique, par des non-spécialistes

- Pont entre le monde numérique et le monde physique
- Matériel libre + logiciel libre
- Facilité de mise en œuvre
- Chargement du programme par port USB
- Interface de développement simple et pratique
- Vaste librairie de fonctions

✓ Shield CNC

✓ Driver A4988

✓ Alimentation électrique 12V

✓ Les capteurs

- Capteur de Fréquence Cardiaque - MAX30102

Le MAX30102 est un module de biocapteur pour oxymètre de pouls et moniteur de fréquence cardiaque intégré. Il intègre une LED rouge et une LED infrarouge, un photodétecteur, des composants optiques et des circuits électroniques à faible bruit avec suppression de la lumière ambiante. Il comporte une alimentation de 1,8 V et une alimentation de 5,0 V distincte pour les DEL internes pour la mesure de la fréquence cardiaque et de l'oxygène dans le sang des appareils portables, portés aux doigts, au lobe de l'oreille et au poignet. L'interface de communication standard compatible I2C peut transmettre les valeurs collectées à l'Arduino, au KL25Z et à d'autres microcontrôleurs pour le calcul de la fréquence cardiaque et de l'oxygène dans le sang.

- Capteur de pression – MPX2100AP

✓ Afficheur LCD

✓ Potentiometer

✓ Un câble USB A mâle/B mâle

✓ Un lot de fils pour brancher le tout

3.2. Partie mécanique

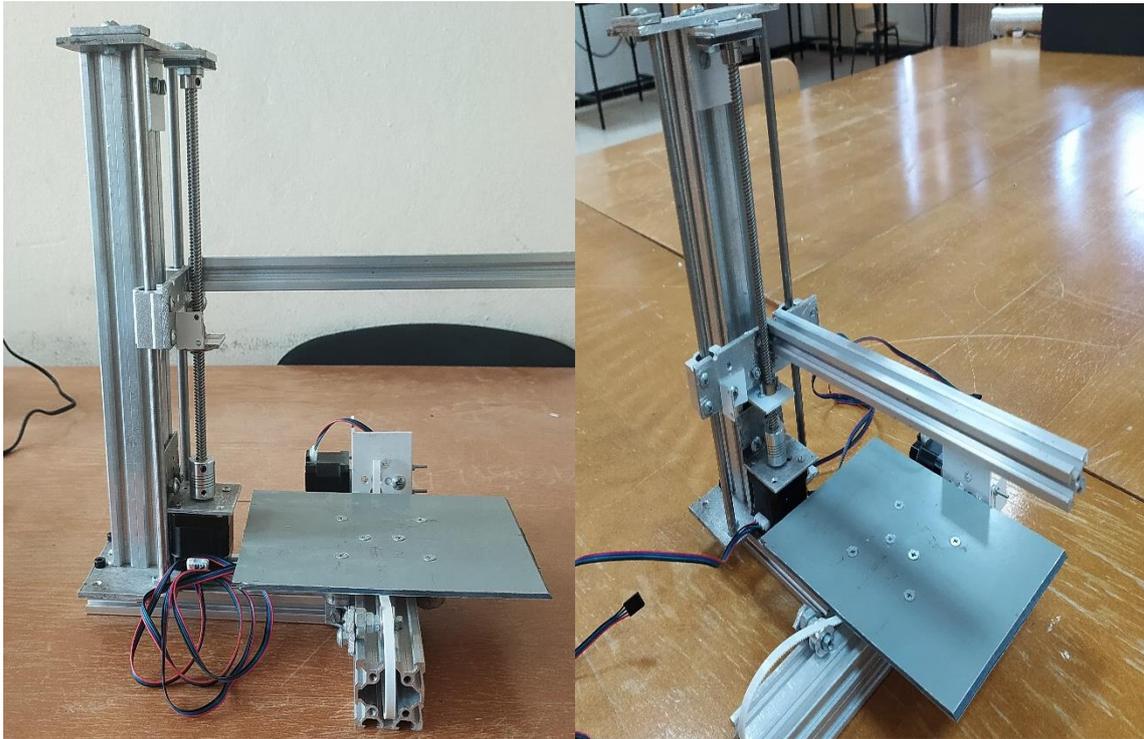


Fig.3.14: Partie mécanique en réel

3.3. Le principe de fonctionnement

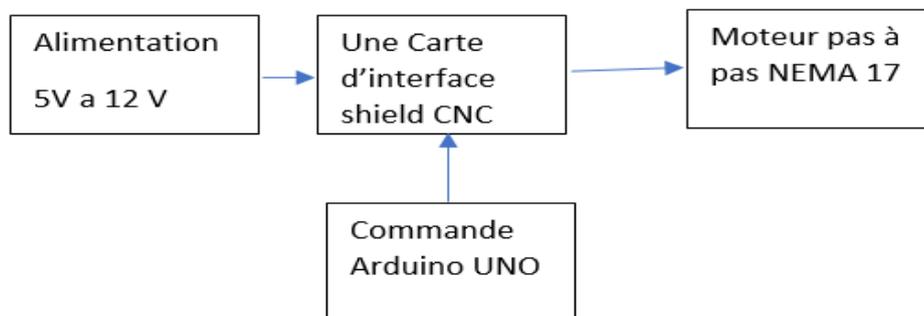


Fig.3.15 : Schéma principe de fonctionnement

3.4. Mise en situation

Le cycle opératoire correspond au cycle respiratoire du patient (inspiration + expiration) et le soufflet contient différents gaz; Les caractéristiques du mouvement du soufflet dépendent des paramètres fournis par le médecin.

Le moteur de circulation à courant continu entraîne le gonfleur de haut en bas pour assurer la phase d'inspiration et d'expiration du patient.

La commande électronique de ce moteur doit permettre d'inverser le sens de rotation du moteur. pour cette demande; Nous utilisons un microcontrôleur arduino.

Qui précède la phase d'inspiration « cycle respiratoire » (1 sec) et se termine (2,5 sec)
Un contrôleur avec un circuit électrique qui alimente et contrôle le moteur automatiquement.

Ce manipulation est valable avec la plupart des cartes de commande et des moteurs pas-à-pas. Il faut choisir le driver en fonction du moteur, on travaille généralement à 80% du courant. (Driver A4988 jusqu'à 1,5)

Exemple d'autres drivers:

driver DRI0043 jusqu'à 3,5A

driver DM860 jusqu'à 6A

Le programme Arduino inclus dans ce tutoriel est très simple et peut facilement être adapté à votre utilisation, des nombreuses bibliothèques plus complexes sont disponibles si nécessaire.

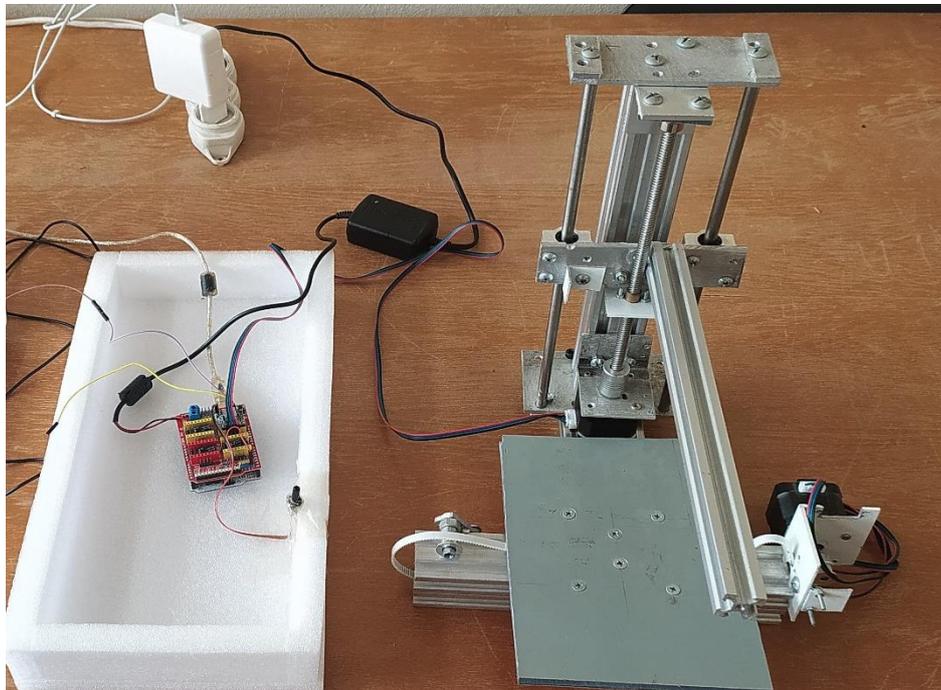


Fig.3.16 : Schéma générale de système réalisé

4. Conclusion

En raison des difficultés à fabriquer des cames de formes complexes proposées avec le respirateur artificiel Espagnol OxyGEN-IP, on a décidé d'opter pour un système sans cames utilisant un moteur pas à pas micro controlé par un micro controleur Arduino Uno. Ainsi des modification d'ordre mécanique ont été ajoutées afin de permettre au nouveau concept de fonctionner plus ou moins de la même manière qu'un respirateur artificiel performant. Les tests en laboratoire ont été satisfaisants, et le respirateur après ces modifications qu'on a apportés, a l'air de bien fonctionné.

Conclusion générale et perspectives

Lors de la définition de ce mémoire de master, cinq objectifs ont été fixés à savoir :

- Etudier un certain nombre de projets des respirateurs artificiels en Open Source, en sélectionnant celui regroupant le maximum de critères positifs, comme par exemple la facilité de fabrication, le cout réduit, et la disponibilité des détails de conception et de fabrication.
- Comprendre les détails technologiques (mécanique, électrique et électronique) du respirateur sélectionné.
- Proposer certaines modifications s'il y a lieu, lorsque des contraintes technologiques de fabrication se présentent, ceci en tenant compte des moyens humains et matériels disponibles au niveau de l'université 8 Mai 1945 de Guelma.
- Participer avec ce modeste travail de master à l'effort du combat contre le COVID-19.
- Enfin, définir un sujet de master en co-tutelle grâce à une étroite collaboration entre le département de génie mécanique et celui d'électrotechnique et électronique, avec entre autre, une partie réalisation.

Après finalisation de ce travail de master, on peut estimer que l'ensemble de ces objectifs ont été atteints à des degrés différents. Le point le plus important reste cependant, l'idée de tirer profit des projets et brevets en Open Source, car c'est une banque de données scientifique inestimable qui permet de réaliser des prototypes expérimentaux et/ou industriels à moindre cout et avec un haut degré d'optimisation quand à la réussite du projet. En plus du transfert technologique acquis, des gain de temps et d'argent considérables sont réalisés.

L'étude du respirateur artificiel Espagnol OxyGEN-IP a donc été bénéfique à plus d'un titre; elle nous a donné entre autre l'opportunité de réaliser après sa modification un moteur pas à pas micro contrôlé Arduino Uno et un circuit de commande. Les connaissances théoriques très importantes de programmation et de simulation comme l'utilisation du langage de programmation assembleur et interface Arduino IDE pour la programmation du Arduino. En particulier, nos connaissances dans le domaine contrôle de moteur électrique, contrôle des modes en moteur pas à pas (pas, demi pas et micro pas), les types des Arduino, la programmation des microcontrôleurs Arduino et les capteurs, câblage entre moteur pas à pas et Arduino, objectif Shield cnc, objectif les drivers, sont un bagage très important dans notre formation de master électromécanique.

CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES

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 en électromécaniques.

Enfin, comme perspectives de ce travail de master, la réalisation de la partie mécanique du présent projet ainsi que celle des comes proposées par OxyGEN-IP seront nécessaires pour la validation du respirateur artificiel modifié et pourquoi pas son approbation par le Ministère de la Santé en Algérie pour sa commercialisation effective. C'est l'objectif ultime de voir l'université Algérienne proposer des produits délivrables prêt à l'emploi et d'utilité socio économique.

Bibliographie et références

- [1] National Heart, Lung, and Blood Institute, National Institutes of Health. Retrieved 2016-03-27.
- [2] KACMAREK, Robert M. (August 2011). "The Mechanical Ventilator: Past, Present, and Future". Respiratory Care. 56 (8): 1170–1180.
- [3] <http://www.sciencedirect.com>
- [4] <https://en.m.wikipedia.org/wiki/Ventilator>
- [5] JOHNSON, Carolyn Y.; Cha, Ariana Eunjung. "The dark side of ventilators: Those hooked up for long periods face difficult recoveries". Washington Post. Retrieved 8 April 2020.
- [6] <https://sante.journaldesfemmes.fr/fiches-maladies/2630313-respirateur-reanimation-fabrication-artificiel-principe-fonctionnement-manuel-coronavirus-intubation/>
- [7] ALBERCHT.E, Haberer.J-P, Buchser.E, Moret.V ; 2009, Manuel pratique d'anesthésie, 2e édition, Elsevier Masson, Issy-les-Moulineaux cedex.
- [8] JABER.S, COISEL.Y, Conseil.M, Clavieras.N ; 2013, Ventilation artificielle : lesfondamentaux, Montpellier cedex 5, France.
- [9] <https://www.draeger.com>
- [10] <https://www.hamilton-medical.com>
- [11] World Health Organisation. Coronavirus disease (COVID-19) Weekly epidemiological update and weekly operational update. Weekly epidemiological update Published 20 October 2020.
- [12] <https://techcrunch.com/2020/03/30/medtronic-is-sharing-its-portable-ventilator-design-specifications-and-code-for-free-to-all/>
- [13] Albrecht.E, Haberer.J-P, Buchser.E ; 2006, Manuel pratique d'anesthésie, 3^e édition, Elsevier Masson, Issy-les-Moulineaux.
- [14] FRANCIS BONNET, Nadège Lembert ; 2006, Livre de l'interne anesthésiologie, 2^e édition, Flammarion médecine-sciences, Paris.
- [15] ALIAN RAME, Sylvie Théron ; 2006, Anatomie et physiologie, Elsevier Masson,France.
- [16] BRASSART ERIC ; 2006, Physiologie – Anatomie, 1er édition, E.B, France.
- [17] ANNE Waugh, ALLISSON Grant, anatomie et physiologie normales et pathologiques, 11e édition, Ross et Wilson.
- [18] <https://www.oxygen.protofy.xyz>

[19] <http://for-ge.blogspot.com/2015/07/diode-schottky.html>

[20] T. Wildi, G. Sybille, "Electrotechnique", de boeck, 4ème Edition, 2005.

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

[22] <https://zestedesavoir.com/>

Annexe

L'objectif de cette simulation est vérifier les fonctionnalités du programme :

```
#include <Wire.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27,16,2); // set the LCD address to 0x27 for a 16 chars and 2 line
display

// Define pin connections & motor's steps per revolution
// il faut connecter EN avec GND de la carte shield
const int dirPin = 5;// X(dir=5, step=2) ;Y(dir=6, step=3); Z(dir=7, step=4)
const int stepPin = 2;
const int stepsPerRevolution = 200;
int Speed;
int val;

void setup()
{
  // Declare pins as Outputs
  pinMode(A5, INPUT);
  pinMode(stepPin, OUTPUT);
  pinMode(dirPin, OUTPUT);
  //---- affichage LCD
  lcd.init();          // initialize the lcd
  lcd.init();
  // Print a message to the LCD.
  lcd.backlight();
  lcd.setCursor(1,0);
  lcd.print("hello everyone");
  lcd.setCursor(1,1);
  lcd.print("shat");
  Serial.begin(9600);
}
void loop()
{
  // Set motor direction clockwise
```

```
digitalWrite(dirPin, HIGH);
// Spin motor slowly
for(int x = 0; x < stepsPerRevolution; x++)
{
  digitalWrite(stepPin, HIGH);
  val = analogRead(A5); //0-1025
  Speed = map(val, 0, 1023, 1, 10);
  delay(Speed);
  Serial.println(Speed);
  //delay(1);    // delay in between reads for stability
  digitalWrite(stepPin, LOW);
  delay(Speed);
}
delay(100); // Wait a second

// Set motor direction counterclockwise
digitalWrite(dirPin, LOW);

// Spin motor quickly
for(int x = 0; x < stepsPerRevolution; x++)
{
  digitalWrite(stepPin, HIGH);
  val = analogRead(A5); //0-1025
  Speed = map(val, 0, 1023, 1, 10);
  delay(Speed);
  Serial.println(Speed);
  //delay(1);    // delay in between reads for stability
  digitalWrite(stepPin, LOW);
  delay(Speed);
}
delay(100); // Wait a second
}
```