

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'enseignement Supérieur et de la Recherche scientifique



Réf:.....

Mémoire de Fin d'Etudes
En vue de l'obtention du diplôme:

MASTER

Filière :

Electromécanique

Option : Automatique et informatique industrielle

Thème

**Conception d'un concentrateur d'oxygène
portable**

Présenté par : - Drikeche Abd eldjabar

- Naidji Merouane

Devant le jury :

Président

: Dr Meddad Mounir

Université de Bordj Bou Arreridj

Examineur 1

: Dr Layadi Madani Toufik

Université de Bordj Bou Arreridj

Examineur 2

: Dr Khenfer Riad

Université de Bordj Bou Arreridj

Rapporteur

: Dr Benhadouga Seddik

Université de Bordj Bou Arreridj

Co-rapporteur

: Dr Bennia Abderezzak

Université de Bordj Bou Arreridj

Année Universitaire 2021/2022

Dédicace

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

رَبِّهِ أَوْدِيَّ أَنْ أَكْفُرَ بِغَفَّتِكَ الَّتِي أَنْعَمْتَ عَلَيَّ وَعَلَى وَالِدَيْ
وَأَنْ أَمَلَّ حَالِيَا تَرْضَاهُ وَأَحْزِنِي بِرَغَمَتِكَ فِي مَبَادِكِ
السَّالِحِينَ

*J'ai le grand plaisir de dédier ce modeste travail, comme un geste de gratitude :
A celle qui m'a enfanté dans la douleur et la joie, mon symbole d'amour : Ma
très chère mère.*

*A celui qui je chère et j'apprécie fort son soutien continu tout le long de mes études:
Mon très cher père.*

*À mes frères zaki, saleh et ma soeur. À
toute ma famille.*

*À mes chers amis :zakari ,sami,ramzi.mounir,farouk Et à tous mes
amis.*

A la fin je dédie ce mémoire à mon binôme merouane.

DRIKECHE ABD EL DJABAR

Dédicace

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

رَبِّهِ أَوْزَعِي أَنْ أَكْفُرَ بِعَمَلِكَ الَّتِي أَنْعَمْتَ عَلَيَّ وَعَلَى وَالِدَيْ
وَأَنْ أَتَمَلَّ حَالِيَا تَرْخَاءً وَأَخْطِي بِرَحْمَتِكَ فِي مَجَاهِدِكَ
التَّالِعِينَ

*J'ai le grand plaisir de dédier ce modeste travail, comme un geste de gratitude :
A celle qui m'a enfanté dans la douleur et la joie, mon symbole d'amour : Ma
très chère mère.*

*A celui qui je chère et j'apprécie fort son soutien continu tout le long de mes études:
Mon très cher père.*

*À mes frères Halim, Fayçal, Yakoub et Ishak et ma soeur.
À toute ma famille.*

À mes chers amis : TOCHE ZAKARIA , MAAREF SAMI. Et à tous mes amis.

A la fin je dédie ce mémoire à mon binôme abd el djabar.

NAIDJI MEROUANE

Remerciements

Tout d'abord, nous remercions Dieu de nous avoir donné volonté, santé et patience pendant toutes ces longues années d'études.

Nous adressons nos sincères remerciements à M.Seddik Benahdoug, docteur à l'Université de Bordj Bou Arreridj. pour nous encadré durant notre préparation de ce mémoire, Sa grande disponibilité, sa patience et surtout ses judicieux conseils, qui ont contribué à alimenter notre réflexion.

Remerciements aux membres de jury pour m'avoir accepté d'examiner ce travail.

Nous remercions les responsables et les personnels de département d'électromécanique de l'université de Bordj Bou Arreridj.

Nombreux sont ceux qui nous aident et nous encouragent lors de la préparation de ce mémoire. Qu'ils soient tous chaleureusement remerciés.

Liste des figures

Chapitre 1

Figure 1.1: Schéma d'un système PSA.....6

Figure 1.2: Les tamis moléculaires.....7

Figure 1.3: Composants de système PSA7

Figure 1.4: le schéma général de fonctionnement d'un concentrateur d'oxygène..... 8

Figure 1.5: Concentrateur d'oxygène stationnaire à point fixe.....9

Figure 1.6: Concentrateur d'oxygène portable.....9

Figure 1.7: . Le manodétendeur spécifique de l'oxygène10

Figure 1.8: Les Bouteilles D'O2.....11

Chapitre 2

Figure 2.1: Concentrateur d'oxygène portable (avec des accessoires,chargeur,batterie).15

Figure 2.2: Principe de fonctionnement d'un concentrateur portatif.....16

Figure 2.3: les afficheurs et les LEDs de la partie commande...18

Figure 2.4: Vue globale de la partie opérative de concentrateur portable.....19

Figure 2.5: Filtre d'admission pour concentrateur d'oxygène20

Liste des figures

Figure 2.6: THOMAS-Compresseur à deux pistons.....	20
Figure 2.7: Vue a différents côtes du système de concentration d'oxygène.....	21
Figure 2.8: Composants du système de concentration d'oxygène... ..	21
Figure 2.9: La forme de zéolithe.....	22
Figure 2.10: tube d'aspiration.....	23
Figure 2.11: Vue a différents côtes du ventilateur.....	23
Figure 2.12: batterie de lithium rechargeable de 120W.....	24
Figure 2.13: chargeur et chargeur	24
Figure 2.14: adaptateur secteur (transfo AC).....	24
Chapitre 3 :	
Figure 3.1: ATmega328p_ ATML	28
Figure3.2 : Les éléments constitutifs du ATmega328p.....	30
Figure 3.3: Présentation du langage.....	31
Figure 3.4: Organigramme d'un système	33
Figure 3.5: la première partie de programme.....	34
Figure 3.6: La partie initialisation et configuration des entrées/sorties.....	34
Figure 3.7: début de la boucle_ loop ().....	35
Figure 3.8: recevoir les informations de capteur.....	35
Figure 3.9: l'affichage des valeurs peurcentage /débit d'O2 à l'écran LCD.....	35
Figure 3.10: un partie de programme du alarmes.....	36
Figure 3.11: un partie de programme (bobine 2)	36

Liste des figures

Figure 3 ,12: système du commande par l'arduino UNO.....	37
Figure 3.13: Simulation on générale sur ISIS.....	39
Figure 3.14: Etage de l'interface de sortie.	39
Figure 3.15: Etage de l'afficheur et les deux capteurs.....	40
Figure 3 ,16: l'interface du proteus PCB	41
Figure 3 ,17: les camposanls de la carte sans circuit	41
Figure 3,18: le circuit imprimé finale	42
Figure 3 ,19: circuit en 3D.	42
Figure 3,20: circuit en 3D (vue d'en-haut).	43
Figure 2.21: alarme de débit faible.....	44
Figure 2.22: Alarme de pourcentage d'O2.....	44
Figure 2.23: alarmes débit faible avec pourcentage insuffisant.....	45
Figure 2.24: La carte electronique finale de commande	46

Résumé

Le but de ce travail est de réaliser la carte d'électronique d'un condenseur d'oxygène portable basé sur le principe de Séparation de l'air et de l'oxygène par méthode PSA, avec des explications détaillées de tous les éléments utilisés pour sa conception.

Nous visons également à programmer le principe de fonctionnement de cet appareil en langage de programmation ARDUINO et ensuite simuler ce cahier de charge par le logiciel Proteus ISI, dans le but de vérifier sa validité en vertu du programme.

Les résultats des tests de validation de la carte électronique ont satisfaisants.

ملخص

الغرض من هذا العمل هو إنتاج لوحة إلكترونية لمكثف أكسجين محمول على أساس مبدأ فصل الهواء والأكسجين بطريقة PSA ، مع شرح مفصل لجميع العناصر المستخدمة في تصميمه.

نهدف أيضًا إلى برمجة مبدأ تشغيل هذا الجهاز بلغة برمجة ARDUINO ثم محاكاة هذه المواصفات بواسطة برنامج Proteus ISI للتحقق من صلاحيتها في إطار البرنامج.

كانت نتائج اختبارات التحقق من صحة البطاقة الإلكترونية مرضية.

Sommaire

Dédicaces

Remerciements

Liste des figures

Résumé

Introduction générale1

Chapitre1: La production d'oxygène

1.1 Introduction.....4

1.2 L'oxygène médicinal.....4

1.2.1 Définition de L'oxygène en médecine4

1.2.2 la fabrication d'oxygène médical.....4

1.3 le système de Production d'oxygène PSA5

1.3.1 Principe de fonctionnement5

1.3.2 Matériel utilisées7

1.4 Les Concentrateurs d'oxygène PSA.....8

1.5 Les bouteilles d'oxygène (l'oxygène médical gazeux).....10

1.5.1 Principe physique d'oxygène.....10

1.5.2 Description.....10

1.5.3 La capacité et le volume des bouteilles.....	11
1.5.4 Avantages.....	11
1.5.5 Inconvénients	12
1.6 Conclusion	12

Chapitre 2: La présentation de produit avec le matériel utilisé

2.1 Introduction.....	14
2.2 Les Concentrateurs d'oxygène portables PSA.....	14
2.2.1 Description.....	14
2.2.2 Principe de fonctionnement	15
2.3 Présentation du produit.....	17
2.4 Partie commande (P.C)	17
2.5 Partie opérative	19
2.6 Alimentation de produit	23
2.6,1 batterie rechargeable	24
2.6.2 adaptateur secteur (transfo AC).....	24
2.7 Conclusion	25

Chapitre 3 : Réalisation de la carte de commande de concentrateur d'oxygène portable

3.1 Introduction.....	27
3.2 Les microcontrôleurs AVR de Atmel	27

3.2.1 Définition de microcontrôleur AVR.....	27
3.2.2 Le microcontrôleur ATmega328p	28
3.2.2.1 Définition de l'ATmega328p	28
3.2.2.2 Les Caractéristiques de l'ATmega328p	28
3.3 Le langage de programmation ARDUINO	30
3.3.1 Définition de langage	30
3.3.2 La structure d'un programme.....	30
3.4 Concentrateur d'oxygène 3L	31
3.4.1 Cahier de charge	31
3.4.2 Caractéristiques de la commande	32
3.5 L'organigramme	33
3.6 Programme de système (langage ARDUINO)	34
3.7 Réalisation de Carte électronique du commande	36
3.7.1 Conception expérimentale de système du commande par l'arduino UNO.....	36
3.7.2 La conception de la carte électronique par logiciel PROTEUS	37
3.7.2.1 Définition de PROTEUS	37

Sommaire

3.7.2.2 Simulation avec Proteus (ISIS)	38
3.7.2.3 Le circuit imprimé	40
3.7.2.4 Visualisation 3D	42
3.9 Test de validation de la carte électronique	43
3.8 Conclusion	47
Conclusion générale	49
Bibliographie.....	51
Annexe.....	54

Introduction générale

Introduction générale

Tous les êtres vivants de notre planète, tels que les humains, les animaux et les plantes, ont besoin d'air (d'azote 78,08 %, d'**oxygène** 20,95 % et d'autres gaz rares), et en particulier d'oxygène qu'est l'élément le plus important pour survivre.

Les maladies pulmonaires et respiratoires tels que, l'asthme, la bronchite (aiguë et chronique) et COVID19 sont appelées maladies respiratoires et dépendent principalement du manque de flux d'oxygène dans le sang. Selon des statistiques de l'organisation mondiale de la santé (OMS) que plus de 3,8 millions de personnes dans le monde sont décédées des suites de l'épidémie de coronavirus (COVID-19) depuis le 31 décembre 2019 [1], c'est un nombre choquant qui nécessite de trouver des solutions et des moyens de secours dans les meilleurs délais.

L'hypoxie est un manque d'apport en oxygène au niveau des tissus de l'organisme d'un patient et considérée comme une urgence médicale nécessitant une prise en charge médicale adéquate pour éviter des complications graves. Le traitement de la maladie commence généralement par l'introduction de plus d'oxygène médical dans l'organisme du patient, à travers un tube spécial ou un masque respiratoire placé dans le nez du patient, ce qui suffit à certains patients pour traiter la maladie.

L'oxygène médical est peut être généré par plusieurs appareils industriels selon le type ou la technologie utilisé. Il existe plusieurs méthodes de l'extraction de l'oxygène tels que, l'oxygène liquide qui basé sur la méthode de liquéfaction et distillation de l'air atmosphérique épuré, l'oxygène gazeux médical basé sur la technique de séparation des gaz par distillation fractionnée de l'air liquide, L'oxygène chimique est produit par méthodes de décompositions chimiques des composés riche en oxygène et l'oxygène par électrolyse qui peut également être généré par la méthode de l'électrolyse de l'eau [2].

Une personne qui souffre d'un manque d'oxygène ou d'insuffisance respiratoire peut se trouver sur son lieu de travail ou dans des lieux publics où il n'y pas de sources d'oxygène disponibles, et pour éviter ces problèmes-là, les chercheurs ont proposés des appareils appelés les concentrateurs d'oxygène portables. C'est pourquoi notre étude porte sur la conception et la réalisation de la carte de commande des concentrateurs d'oxygène portables.

Introduction générale

Ce mémoire, présente la conception et la réalisation de la carte de commande d'un concentrateur d'oxygène portable à usage médical.

Notre mémoire sera divisé en trois grands chapitres :

Le premier chapitre, consiste à la présentation de l'état de l'art sur le mécanisme de fonctionnement et les spécifications techniques des concentrateurs. Et par la suite, nous nous intéressons également la méthode PSA de la production d'oxygène.

Dans le deuxième chapitre, nous avons présenté en détails le matériels utilisés de notre projet tels que, le matériels de la partie commande (carte électronique, afficheur,...) et la partie opérative (les colonnes de zéolith, les distributeurs, le compresseur d'air,...).

Le dernier chapitre présente, la réalisation pratique de la partie commande (carte électronique) à base de microcontrôleur ATMega et à l'aide de langage ARDUINO. Un programme de simulation du Proteus ISIS a été présenté selon un cahier de charge bien défini. Et par la suite nous avons réalisé et testé notre carte de commande électronique sur un concentrateur d'oxygène de 5 litre.

Enfin, une conclusion générale donnera les divers résultats obtenus et les perspectives futures pour l'amélioration de ce travail.

Chapitre 01 :

La production d'oxygène

1.1 Introduction

Les concentrateurs d'oxygène sont des moyens industriels appropriés et intéressants pour gérer la production de l'oxygène dans les établissements de santé des pays, notamment là où il n'y a ni bouteilles ni réseau de distribution disponible par un processus appelé adsorption réversible Sous pression (SPA), le mélange de gaz produit par l'unité peut être concentré à 95,5 % oxygène.

Il existe généralement deux types de générateurs d'oxygène, Modèles portables et stationnaires. [3]

1.2 Oxygène médical

1.2.1 Définition de l'oxygène en médecine

L'oxygène en médecine est connu sous le nom l'oxygène médicinal, est un gaz à usage médical ayant

le statut de médicament depuis 1997.

L'oxygène O₂ (dioxygène) est un élément constitutif de l'air que nous respirons, à une teneur de 21% . [4]

1.2.2 Fabrication d'oxygène médical

L'oxygène est un produit fabriqué par des appareils spécialisés de la séparation des Gaz de l'Air (ASU), le principe de fabrication est basé sur la purification de l'air ambiant, suivie d'une opération de liquéfaction de l'air purifié et de fractionnement de l'air liquéfié en ces principaux composants, dont l'oxygène (21 %) et azote (78%). L'oxygène, obtenu sous forme liquide dite "cryogénique", est stocké dans des réservoirs à double paroi, qui permettent de l'isoler et de le maintenir à très basse température (-183°C).[4,5]

En pratique l'oxygène est délivré principalement, dans les hôpitaux comme au domicile, de trois façons : oxygène liquide, obus d'oxygène gazeux (avec dans les deux cas, transport du lieu de production vers l'utilisateur) et production sur site par un système collectif (centrales PSA) ou individuel (concentrateurs d'O₂).[5]

1.3 Système de production d'oxygène PSA

La technologie PSA de la production d'oxygène est à la base de la technique d'adsorption par variation de pression en anglais (Pressure Swing Adsorption). Cette dernière, a été proposée par les chercheurs, Guerin de Montgareuil et de Skarström qui ont déposé des brevets en 1957 et 1960.[5,6,7,8]

Ce système permet de dissocier l'air ambiant en oxygène et en azote par la filtration moléculaire, grâce à un tamis moléculaire de zéolithe.

1.3.1 Principe de fonctionnement

On trouve le système PSA dans les concentrateurs d'oxygène, se sont basés sur les phénomènes d'adsorption et désorption et élution du tamis moléculaire en fonction du cycle de pression

- Adsorption ; à pression élevée, l'azote de l'air est piégé par le tamis moléculaire .
- Désorption : à pression faible, azote de l'air est relâché .
- Élution : La désorption est favorisée par l'envoi d'un gaz appauvri en azote à contre-courant.

Pour l'aspiration d'air ambiant en utilisons un compresseur à travers un ensemble des filtres. L'air traverse trois filtres, d'abord un filtre à grosses particules, puis un préfiltre, et enfin un filtre bactérien. Un silencieux est placé à l'entrée du compresseur pour diminuer le bruit d'aspiration, un échangeur thermique est placé à l'entrée du compresseur pour diminuer la température de l'air comprimé, afin d'augmenter la densité de ce dernier, et d'obtenir ainsi un meilleur rendement. Le compresseur augmente la pression atmosphérique de l'air comprimé entre 2 à 3 bar qui par la suite alors dirigé vers le lit de l'un des deux tamis moléculaires par un système de vanne (figure 1.1). Les flux d'air sont dirigés par une valve de solénoïde à quatre voies commandée par un circuit. [5,6,7,8]

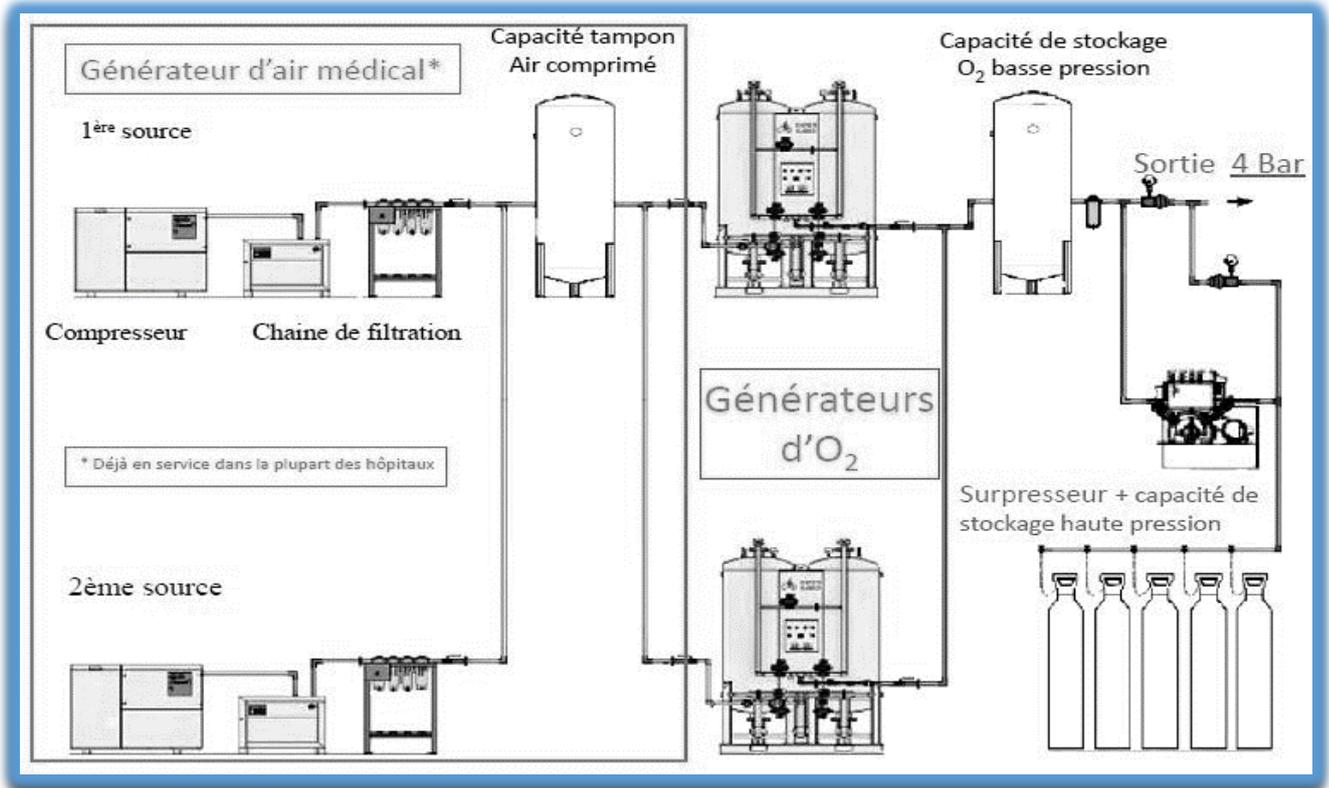


Figure 1.1: Schéma d'un système PSA.

Les générateurs d'O₂ basés sur les tamis moléculaires, sont souvent utilisés pour filtrer des gaz et des liquides, par exemple la filtration d'O₂ à partir de l'air ambiant. L'oxygène concentré sort du tamis moléculaire. Cet écoulement de l'oxygène est coupé en deux flux. Le flux le plus petit est conduit dans le réservoir d'oxygène. Le plus important flux d'oxygène concentré est redirigé vers un autre orifice réduisant la pression puis traverse le lit du second tamis moléculaire pour le purger. Le mélange gazeux (air reconstitué) est alors évacué à l'extérieur. Le cycle décrit ci-dessus se reproduit toutes les cinq à vingt secondes, ainsi chaque lit de tamis moléculaire est alternativement adsorbant puis purgé (figure 1.2). Quand les cycles sont renversés, pour égaliser les pressions entre les deux tamis, l'électrovanne d'équilibrage est momentanément ouverte. [5,6,7,8]



Figure 1.2: Les tamis moléculaires.

1.3.2 Matériels utilisés

pour d'extraction d'oxygène en utilise groupe des composants suivants :

un compresseur, un sécheur d'air à adsorption ou frigorifique ; une série de trois filtres d'air (préfiltre, filtre submicronique, filtre charbon actif) ; un réservoir d'air et ses accessoires ; un générateur d'oxygène type PSA avec un tamis moléculaire (zéolite) ; un coffret de commande ; un réservoir d'oxygène ; un filtre spécial O2 avant le réseau ; un analyseur oxygène paramagnétique compensé en température et pression, débitmètre, capteur d'hygrométrie (Figur 1 .3) . [9,10]

;

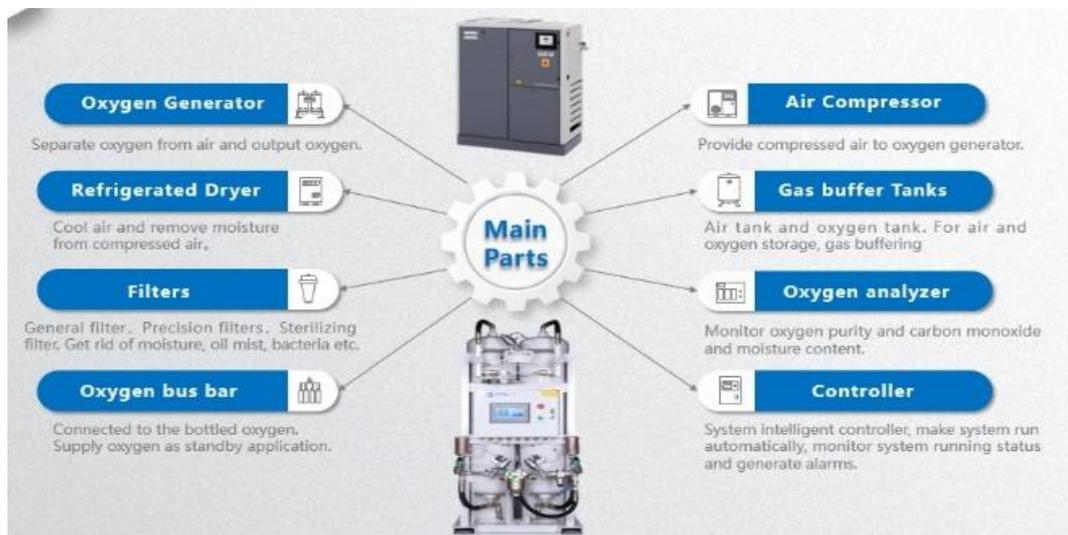


Figure 1.3: Composants de système PSA

1.4 Les Concentrateurs d'oxygène PSA

Le concentrateur d'oxygène portable est un dispositif médical qui délivre de l'air enrichi en oxygène. Grâce à un procédé appelé adsorption réversible sous pression, (figure 1.5) pèsent moins de 27 kg et sont munis de roulettes, de sorte que l'utilisateur peut les déplacer facilement. Ce sont des dispositifs autonomes, économiques qui délivrent en continu un courant d'oxygène avec un débit pouvant aller jusqu'à 20 l/min. Il est possible d'obtenir des débits très faibles, pouvant descendre jusqu'à 0,1 l/min en se servant du débitmètre intégré ou en utilisant des accessoires supplémentaires. (figure 1.4) [3,11]

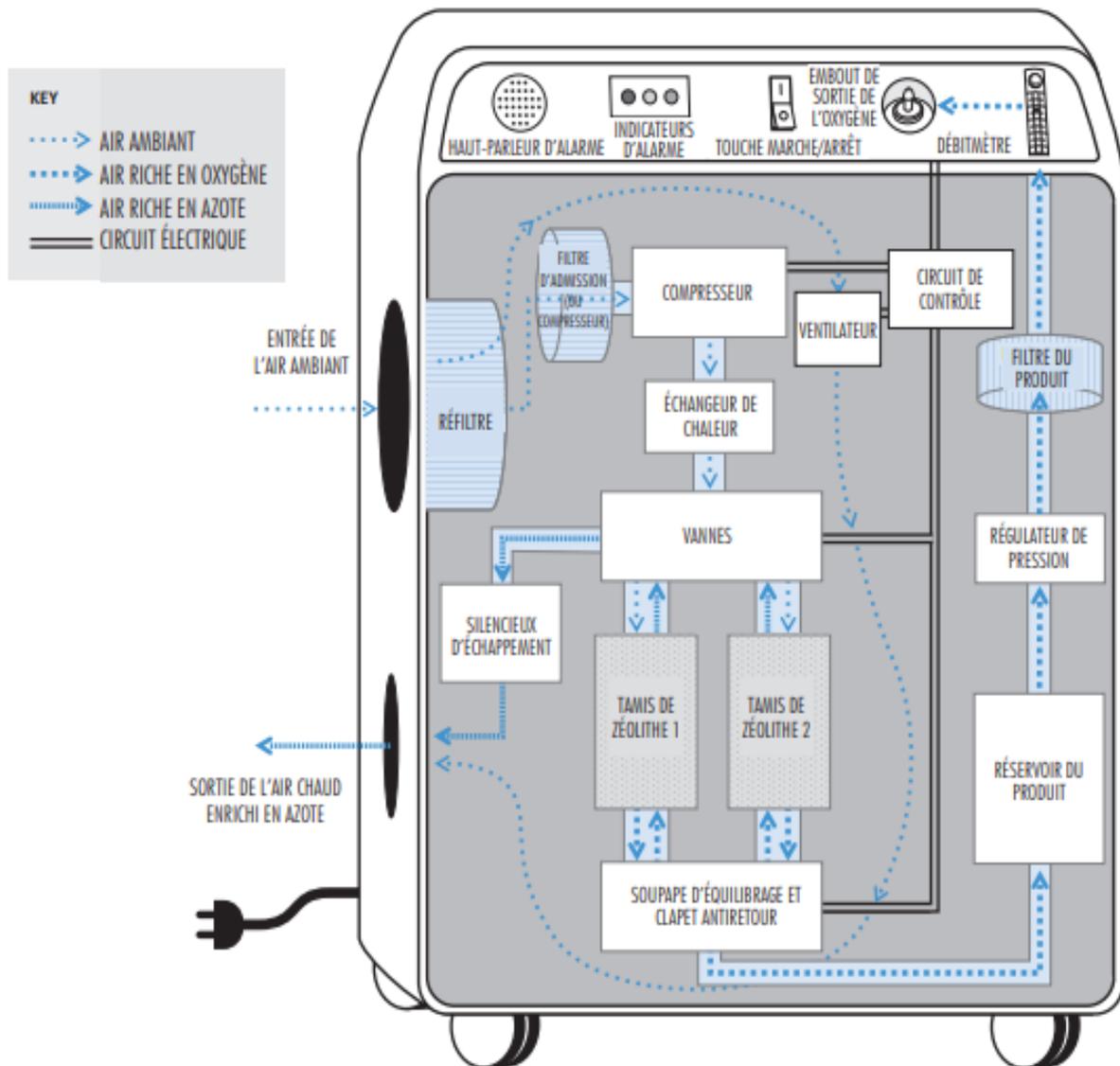


Figure 1.4: le schéma général de fonctionnement d'un concentrateur d'oxygène.

La plupart des concentrateurs utilisés dans les établissements de soins peuvent délivrer de l'oxygène à raison d'au moins 5 l/min, ils fonctionnent sur courant alternatif et consomment environ 280-600 Watts (W) selon le modèle. En général, selon la tension et la fréquence du secteur, on pourra demander au fabricant de fournir un modèle fonctionnant sous 110-120 V et 60 Hz ou 220-240 V et 50Hz, selon la fréquence du secteur et la tension . [3,11]

Il existe en général deux modèles de concentrateur d'oxygène, un modèle portable et un modèle à poste fixe. Bien que la plupart d'entre eux fonctionnent selon les mêmes principes, les pièces de rechange ne sont pas interchangeables entre les différents modèles (Figure 1.5 et Figure 1.5). [3,11]



Figure 1.5: Concentrateur d'oxygène stationnaire à point fixe.



Figure 1.6: Concentrateur d'oxygène portable.

1.5 Les bouteilles d'oxygène (l'oxygène médical gazeux)

L'oxygène, dans les conditions normales de pression et de température, est un gaz ; il est donc compressible. Cette propriété permet de le comprimer afin de le stocker et de le transporter, au moyen de récipients spéciaux (les bouteilles), (Figure 1,8)

1.5.1 Principe physique d'oxygène

Mais nous devons savoir que l'oxygène comprimé à 200 bars permet de stocker sous forme gazeuse un grand volume d'oxygène sous un faible encombrement. [12]

1.5.2 Description

L'oxygène est stocké sous forme gazeuse et comprimé à une pression de 200 bars (la pression atmosphérique est égale à 1 bar) dans ces bouteilles. Grâce à cette pression, le volume d'O₂ gazeux que peuvent libérer les bouteilles est important. Elles sont spécialement conçues et de différentes contenances. Elles sont toujours peintes en blanc, code couleur de l'O₂ à usage médical , ce qui les différencie de l'O₂ industriel . Les bouteilles sont en fonte ou en aluminium, et sont de fait réutilisables. Un manodétendeur placé sur la bouteille permet de détendre l'oxygène à 3,5 bars pour le délivrer au patient. Le manodétendeur spécifique de l'oxygène est intégré à la bouteille. Lors de la mise en pression du manodétendeur Figure(1.7), d'où la nécessité d'un entretien régulier et faire une vérification hydraulique chez les fabricants tous les 5 ans. Le manomètre permet de vérifier la pression de sortie de la bouteille, suivant la prescription médicale le débit litre permet de régler le débit d'O₂. [12]



Figure 1.7 : . Le manodétendeur spécifique de l'oxygène



Figure 1.8: Les Bouteilles D'O₂ .

1.5.3 La capacité et le volume des bouteilles

Les bouteilles peuvent être de différents volumes : 2, 5, 11 et 15 litres et contiennent respectivement, lorsqu'elles sont pleines, sous une pression de 200 bar, et après détente à pression atmosphérique environ 0,4, 1, 2.2 et 3 m³ d'oxygène. [12]

Grâce à la pression de compression, le volume d'O₂ gazeux que peuvent libérer les bouteilles est 400 litres ou 0,4 m³ pour les petites bouteilles de 2 litres (Z2).

- 1000 litres ou 1 m³ pour les bouteilles moyennes de 5 litres (Z5).
- 3000 litres ou 3 m³ pour les grandes bouteilles de 15 litres (Z15). Ce dernier utilisée très rarement car doivent être arrimées solidement au mur.

1.5.4 Avantages

- Il n'y a pas d'alimentation électrique
- le risque de panne est très faible.

- Les obus gazeux peuvent être stockés en secours sur de longues périodes sans perte ni entretien.
- Le système est silencieux
- les coûts sont faibles.
- Le débit peut être supérieur à 5 L/min.

1.5.5 Inconvénients .

- le coût est élevé en cas d'utilisation intensive
- Le couple obus / manodétendeur est assez lourd.
- pour des sujets âgés la manipulation des robinets est parfois difficile.
- Le volume stocké rend le patient dépendant des livraisons.

1.6 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons donné les étapes de la production d'oxygène à l'aide de la technique (PSA), qu'est le principe de fonctionnement des concentrateurs d'oxygène portable. Et nous avons appris qu'il plusieurs sources d'oxygène médical tels que, les concentrateurs et les bouteilles.

Les sources d'oxygène proposées pour l'oxygénothérapie à domicile sont les bouteilles d'oxygène gazeux et les concentrateurs d'oxygène fixes et mobiles. Ces derniers assurent la production d'oxygène à partir de l'air ambiant en se basant sur le principe de l'adsorption rapide de l'azote sur un tamis moléculaire de zéolite .

Il existe en général deux modèles de concentrateur d'oxygène, un modèle portable et un modèle à poste fixe.

Chapitre 02:
La présentation de produit
avec le matériel utilisé

2.1 Introduction

Les concentrateurs d'oxygène mobiles se caractérisent par, leurs poids réduit (2 à 4.5 kg pour les concentrateurs portables et 8 à 10 kg pour les concentrateurs transportables) et leurs autonomies énergétique qui permettent aux patients de continuer à fonctionner pendant quelques heures sans besoins de les recharger. Ils ont reçus une oxygénothérapie en marchant, surtout à l'extérieur. Ce type des concentrateurs assurent la production d'oxygène par la technique PSA. [13]

Dans ce chapitre, nous avons présenté les éléments nécessaire qui constitués les concentrateurs mobile portable.

2.2 Les Concentrateurs d'oxygène portables PSA

2.2.1 Description

Depuis le début des années 2000, de nombreuses entreprises produisent des concentrateurs d'oxygène portables (figure 2.1). D'une façon générale, ces dispositifs ont un débit moins élevé (jusqu'à 3 l/min), ils consomment moins d'énergie que leurs homologues à poste fixe (environ 40-130 W) et sont utilisés individuellement en ambulatoire. Nombre d'entre eux sont dotés de batteries qui fonctionnent en courant continu. En raison de leur faible débit, ils ne conviennent pas un usage simultané par plusieurs patients. En outre, beaucoup de concentrateurs portables comportent un mécanisme qui permet de ne délivrer de l'oxygène que pendant l'inspiration. Ce mode de débit, dit en mode pulsé, permet d'économiser l'oxygène et les batteries. Il importe de se rendre compte que certains nourrissons ou jeunes enfants ne parviennent pas à créer, lors de leur inspiration, une dépression suffisante pour déclencher le débit d'oxygène. Il existe néanmoins d'autres modèles de concentrateurs portables qui sont capables d'assurer soit un débit continu, soit un débit intermittent.

Les concentrateurs sont conçus pour un fonctionnement continu, produisant de l'oxygène 24 heures sur 24, tous les jours de la semaine, pendant 5 ans ou plus. Ces appareils peuvent être utilisés pour l'oxygénothérapie dans les établissements de santé de tout niveau, à condition qu'il y ait une source d'électricité fiable et qu'ils soient nettoyés et nettoyés régulièrement par les utilisateurs et les techniciens. Bien que la plupart fonctionnent sur le même principe, les pièces détachées ne sont pas interchangeables entre les différents modèles. [3,11,14]



Figure 2.1: Concentrateur d'oxygène portable (avec des accessoires, chargeur et batterie).

2.2.2 Principe de fonctionnement

Tous les concentrateurs d'oxygène portable de type PSA sont des appareils ont le même principe de fonctionnement (Quelle que soit leur marque). L'air atmosphérique est aspiré à travers des filters (préfiltre, filtre d'admission) avant de passer dans un compresseur . L'air sous pression traverse un échangeur de chaleur pour abaisser sa température, puis atteint un tamis en zéolithe, un minéral qui adsorbe préférentiellement l'azote à haute pression (figure 2.2). Si la pression dans le lit de zéolithe est réduite, de l'azote est libéré. Sous haute pression, la zéolithe poreuse adsorbe une grande quantité d'azote en raison de sa grande surface et de ses propriétés chimiques. Le concentrateur d'oxygène comprime l'air et le fait passer à travers la zéolithe, amenant la zéolithe à absorber l'azote de l'air. Il recueille ensuite le gaz restant, principalement de l'oxygène.

Un concentrateur d'oxygène portable à un compresseur d'air, deux cylindres (tamis) remplis de pastilles de zéolithe, un réservoir d'égalisation de pression et des vannes et des tubes. Dans le premier demi-cycle, le premier cylindre reçoit de l'air du compresseur, ce qui dure environ 3 secondes. Pendant ce temps, la pression dans le premier cylindre passe de la pression atmosphérique à environ 2,5 fois la pression atmosphérique normale (typiquement 20 psi / 138 kPa au manomètre,

ou 2,36 atmosphères absolues) et la zéolite devient saturée d'azote. Lorsque la première bouteille atteint presque l'oxygène pur (il y a de petites quantités d'argon, de CO_2 , de vapeur d'eau et d'autres composants atmosphériques mineurs) dans le premier demi-cycle, une valve s'ouvre et le gaz enrichi en oxygène s'écoule vers le réservoir d'équilibrage de pression, qui se connecte au tuyau d'oxygène du patient. A la fin de la première moitié du cycle, il y a un autre changement de position de la vanne de sorte que l'air du compresseur est dirigé vers le deuxième cylindre. (Figure 2.2). La pression dans le premier cylindre diminue à mesure que l'oxygène enrichi entrant dans le réservoir, permettant à l'azote d'être désorbé en gaz. À mi-chemin de la seconde moitié du cycle, il y a un autre changement de position de la soupape pour évacuer le gaz du premier cylindre dans l'atmosphère ambiante, empêchant la concentration d'oxygène dans le réservoir d'équilibrage de pression de descendre en dessous d'environ 90% . [3 ,15,16]

Un concentrateur d'oxygène portable est muni d'un capteur d'oxygène que l'on peut utiliser pour délivrer en continu une quantité déterminée d'oxygène au patient avec le débit souhaité.

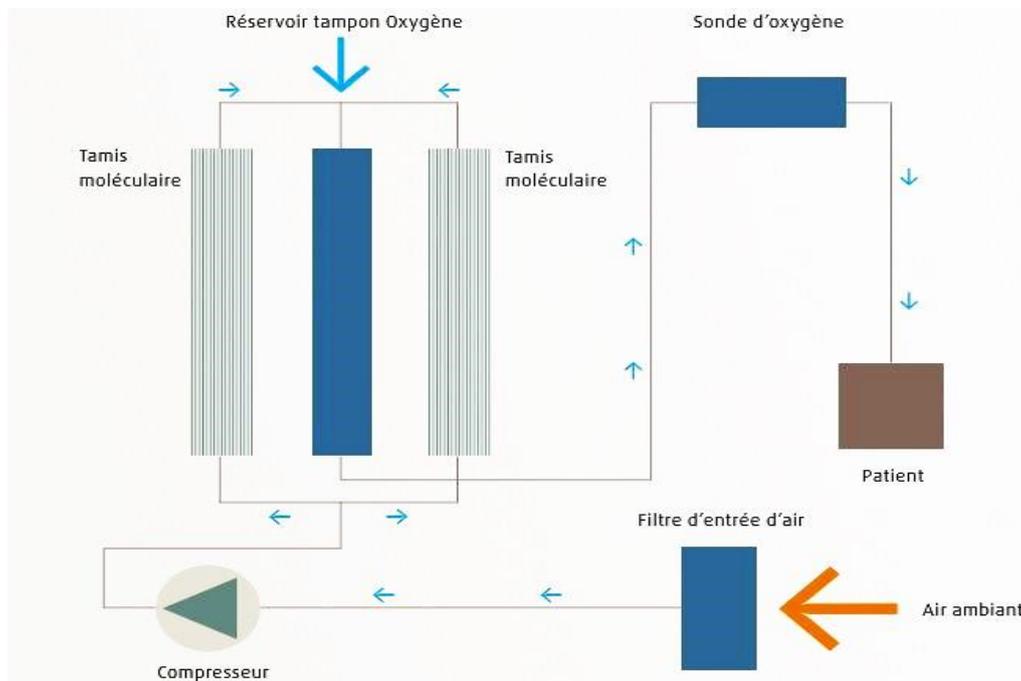


Figure 2.2: Principe de fonctionnement d'un concentrateur portatif

A partir de là , nous pouvons résumer tout cela et dire que l'air ambiant est aspiré et comprimé au moyen d'un compresseur. L'air comprimé est compressé via un tamis moléculaire. Ensuite l'oxygène est concentré et stocké dans un réservoir tampon. Dans la mesure où les réservoirs comportent au moins deux tamis moléculaires, ils baignent en alternance dans l'azote retenu dans les tamis. . [3 ,15,16]

2.3 Présentation du produit

Le concentrateur d'oxygène portable médical est un appareil qui extrait l'oxygène de l'air atmosphérique par la technique PSA , peut être transporté et utilisé dans des endroits tels que les lieux de travail dans la voiture ou dans les lieux publics.

SPÉCIFICATIONS : [3]

- Poids : 2-4.5 kg
- Alimentation électrique: AC 220V/50Hz ou bien DC 12V (batterie rechargeable)
- Puissance : 40-130 watts sous conditions de charge normales
- Pureté de l'oxygène : 0.1-3 L/min.

N'importe quel système automatisé peut diviser en deux parties, la partie commande et la partie opérative.

2.4 Partie commande (P.C)

Cette partie (figure 2.3), contient les éléments nécessaires qui effectuent les opérations de traitement, calcul et transmet les ordres à la partie opérative tels que, la carte électronique de commande à base d'un microcontrôleur pour notre cas d'étude, l'afficheur et les alarmes. Cette partie reçoit les informations de la partie opérative, les traite et les renvoie vers la partie opérative encore une fois.



Figure 2. 3: Les afficheurs et le LEDs de la partie du commande.

a- Afficheur graphique LCD_I2C

C'est un afficheur graphique LCD_I2C de type 16x2, qu'affiche les informations suivante :

- Hs. Times Hours : Il est calculé par le nombre d'heures de travail
- O2 . Le pourcentage d'oxygène % – et le débit (flow) litre/minute .
- T. la température de gaz O2 mesuré par le capteur .

b. Lampes indicatrices

L : LED (voyant vert): Si la machine fonctionné sans erreur.(figure 2.3)

E : LED(rouge): Cela signifie qu'il y a une alarme (le débit mesuré par le capteur inférieur < 2 ,,,, le pourcentage gaz O2 mesuré inférieur < 25%.) . voir le chapitre 03.

c- Carte électronique de commande

Les composants de notre carte électronique utilisée pour commander le concentrateur portable sont donnés par la suite :

- microcontrôleur Atmel ATMega328p.
- Capteur d'oxygène (OCS-3F), permet de mesurer, la température, pourcentage de l'oxygène et le débit d'oxygène.
- .-Régulateurs de tension(LM78XX) :

*3 Régulateur 12V (LM7812) : deux pour la commande des bobines de distributeur et l'autre pour commander le relai électromagnétique de compresseur.

*1 Régulateur 05V(LM7805) : pour l'alimentation de microcontrôleur.

-3 Optocoupleurs (PC817).

-3 transistors (BD243C(NPN)).

-Relai électromagnétique (SRD-S-112D).

2.5 Partie opérative (P.O)

La Partie Opérative (P.O.) de cet appareil est formée de l'ensemble des divers organes qui interagissent sur l'air pour lui filtrer: les pré-actionneurs (distributeur, relai, capteur d'oxygène), les actionneurs (compresseur), filtre d'admission et deux tamis moléculaire. La figure 2.4 ci-dessous présente une vue globale de cette partie (P.O).

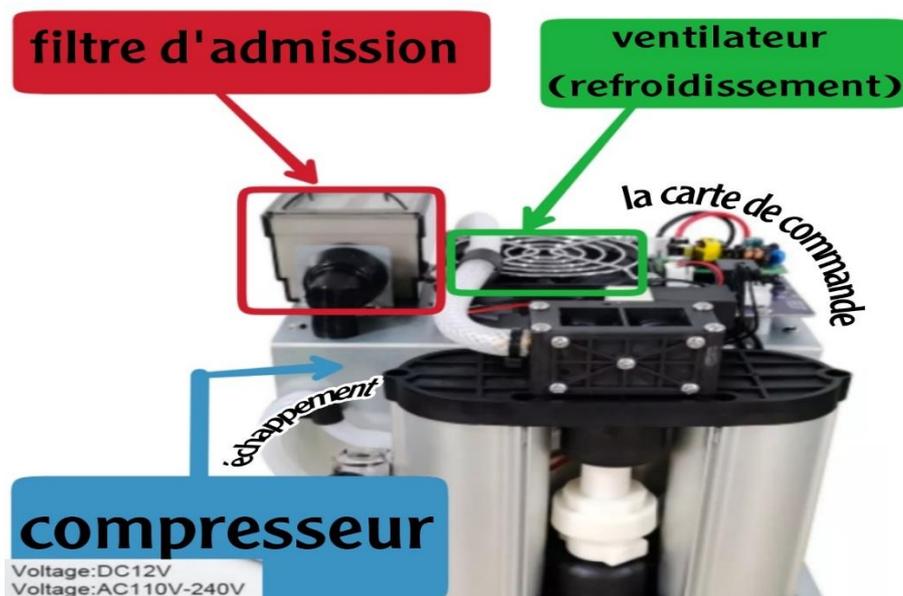


Figure 2.4: Vue globale de la partie opérative de concentrateur portable.

a-Filtre d'admission

Le filtre est la première étape du filtrage de l'air entrant dans le concentrateur à oxygène ,Ce filtre se place à l'entrée d'air de compresseur [23,24,25]. (figure 2 ,5)

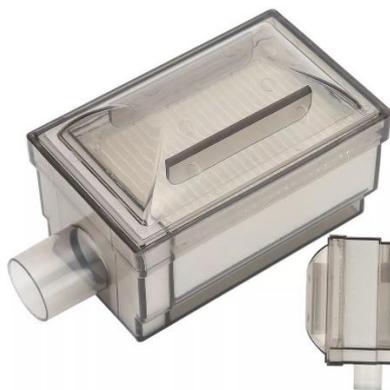


Figure 2.5: Filtre d'admission pour concentrateur d'oxygène .

Pour assurer un oxygène propre il faut avoir la filtration à 3 couches. La première couche, filtre les impuretés et les grosses particules de poussière dans l'air. La deuxième couche, filtrant les minuscules particules de poussière dans l'air. La troisième couche, filtra Léger et portable, facile à installer sur le concentrateur.[17,18]

b. Compresseur à deux pistons

Le compresseur à deux pistons, est un compresseur silencieux et qu'approuvé médicalement pour fournir de l'air à un patient.

L'unité comprend une coupelle de deux piston flexible robuste et un moteur à pôles ombrés avec des enroulements de démarrage à couple élevé. La soupape sandwich résistante à la corrosion empêche les particules étrangères de se loger sur les sièges de soupape. Culasses et pistons en aluminium .

Un compresseur à double piston commun fonctionne comme un simple piston. Mais il y a deux coups sûrs à chaque tour. La version la plus courante d'un compresseur à deux pistons est un système à deux étages qui utilise un seul piston pour pomper de l'air dans un deuxième cylindre créant plus de pression .[17,18,19] (figure 2 ,6)



Figure 2.6: THOMAS-Compresseur à deux pistons.

c-distributeur 5/3 bistable

Pour assurer la distribution du flux d'air vers les deux tamis ou le dispositif d'échappement des autres gaz, on utilise un distributeur 5/3 bistable (figure 2.7).

d-Deux tamis moléculaire 3L (tamis de zéolithe)

Deux cylindres fermés (bouteilles) de même taille reçoivent de l'air comprimé par un compresseur, puis tournent pour obtenir de l'oxygène. [19] (figure 2,8)



Figure 2.7: Vue à différents côtés du système de concentration d'oxygène

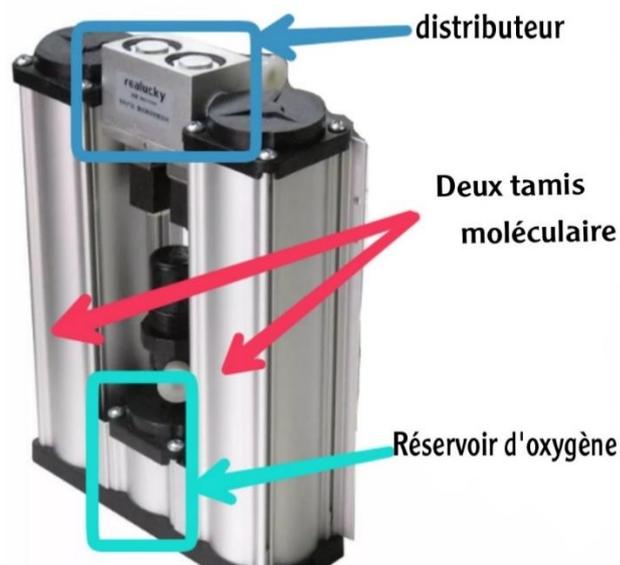


Figure 2.8: Composants du système de concentration d'oxygène

Le **zéolithe** à l'intérieur des tamis moléculaire est une matière minérale capable de retenir les particules d'un fluide en fonction de la taille de ses molécules. Ainsi, les particules d'azote, plus grandes que celles de l'oxygène sont retenues et piégées par le zéolithe [19]. (figure 2 ,9)



Figure 2.9: La forme de zéolithe.

e-Réservoir d'oxygène

un petit bouteille cylindrique au milieu des deux tamis, pour stocker de l'oxygène pur, qui a été filtré à l'aide de zéolithe. (figure 2.9)

f. Le tube d'aspiration

Le tube d'aspiration d'oxygène de type casque est un piège à eau pour recueillir la vapeur d'eau et empêcher l'eau de s'écouler dans le nez. [17,18].

Ses composants : tête nasale, collecteur d'eau (filtration de l'oxygène usé), tube de bandeau. (figure 2 ,10)

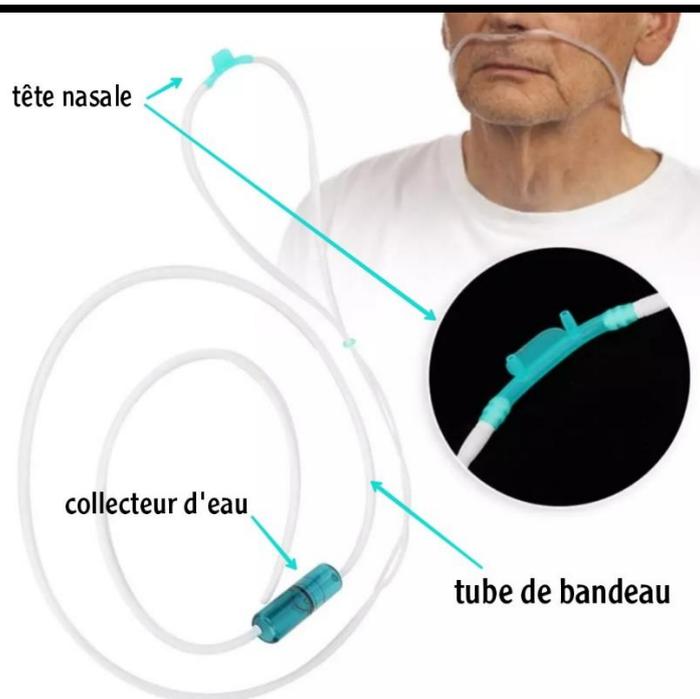


Figure 2.10: tube d'aspiration.

g- ventilateur (refroidissement)

un ventilateur installé à l'intérieur de concentrateur ou fixé à celui-ci et utilisé pour en refroidir activement. Il permet un flux d'air frais vers l'intérieur et d'air chaud vers l'extérieur ou améliore la circulation d'air. (figure 2.11)



Figure 2.11: Vue à différents côtés du ventilateur.

2,6 Alimentation de produit

Le produit peut être alimenté à l'aide de composants : une batterie rechargeable (avec chargeur), adaptateur secteur (voltage 12V DC et 110-220 AC) [17,18]

2,6,1 batterie rechargeable

Les concentrateurs d’oxygène portables ont un débit moins élevé (3 l/min ou moins) ; ils consomment moins que leurs homologues à poste fixe (environ 40-130 W) et sont utilisés individuellement en ambulatoire. Nombre d’entre eux sont dotés de batteries qui fonctionnent en courant continu. [3] (figure 2 ,12)

Une batterie de lithium rechargeable peut fournir 12V DC pour alimenter le compresseur et le concentrateur en général (figure 2 ,13)



Figure 2.12: batterie de lithium rechargeable de 120W

Figure 2.13 chargeur et chargeur

de voiture 12V

2.6.2 Adaptateur secteur (transfo AC)

Pour un usage domestique en utilise un adaptateur (transfo AC)

(voltage 110-220 AC) (12V DC) .[17,18]

Output 16~9 V ____ 5,0 A (figure 2 ,14)



Figure 2.14: adaptateur secteur (transfo AC)

2.7 Conclusion

Le demain des concentrateurs mobiles connus une évolution technologique importante dont le but, d'augmenter l'efficacité fonctionnelle des générateurs d'oxygène et d'améliorer la qualité de vie d'être humain.

Dans ce chapitre, nous avons présenté les éléments nécessaires de concentrateur d'oxygène portable que nous avons commandé. Nous avons présenté en détails les deux parties principales, la partie commande (carte électronique, afficheur,...) et la partie opérative (les colonnes de zéolith, les distributeurs, le compresseur d'air,...).

Chapitre 03 :
Réalisation de la carte
du commande de concentrateur
d'oxygène portable

3.1 Introduction

La carte électronique représente le cerveau de la partie commande de notre concentrateur d'oxygène portable. Il contient des interfaces d'entrée/sortie et un microcontrôleur ATmega328p pour assurer le contrôle de la partie opérative de concentrateur d'oxygène.

Ce chapitre consiste à la simulation de la commande de concentrateur mobile. Dans la première partie nous allons exposer brièvement les notions de base des microcontrôleurs ATmega328p qui représente l'élément le plus important de hardware, par contre la deuxième partie de ce chapitre est consacré à la présentation de langage de programmation ARDUINO et le logiciel de simulation Proteus (ISIS)(PCB). Ce dernier a pour but de simuler notre concentrateur en basant sur le cahier de charge de fonctionnement des concentrateurs d'oxygènes et à la fin nous allons présenter la réalisation de la carte électronique de commande avec des tests pratiques.

3.2 Les microcontrôleurs AVR de Atmel

Atmel Corporation était concepteur et fabricant de semi-conducteurs avant d'être absorbé par Microchip Technology en 2016. Atmel a été fondée en 1984. La société s'est concentrée sur les systèmes embarqués construits autour de microcontrôleurs.[24]

3.2.1 Définition de microcontrôleur AVR

Le microcontrôleur AVR est une puce électronique fabriquée par Atmel, qui présente plusieurs avantages par rapport à d'autres types de microcontrôleur.

Nous pouvons comprendre le microcontrôleur en le comparant à l'ordinateur personnel (PC), qui contient une carte mère. Dans cette carte mère un microprocesseur (AMD, puces Intel) est utilisé qui fournit l'intelligence, EEPROM et mémoires RAM pour l'interfaçage au système comme les ports série, les interfaces d'affichage et les pilotes de disque. Un microcontrôleur à toutes ou la plupart de ces caractéristiques intégrées dans une seule puce.

Certains microcontrôleurs AVR principalement utilisés sont :

- Microcontrôleur ATmega8
- Microcontrôleur ATmega16
- Microcontrôleur ATmega32

Microcontrôleur ATmega328

3.2.2 Le microcontrôleur ATmega328p

3.2.2.1 Définition de l'ATmega328p

L'Atmel ATmega328P est un microcontrôleur 32K 8 bits basé sur l'architecture AVR. De nombreuses instructions sont exécutées en un seul cycle d'horloge fournissant un débit de près de 20 MIPS à 20 MHz. L'ATMEGA328-PU est livré dans un pack PDIP 28 broches et convient pour une utilisation sur notre carte de développement AVR 28 broches (figure 3.1). [20,21,22]



Figure 3.1: ATMega328p_ ATML .

3.2.2.2 Les Caractéristiques de l'ATmega328p

- Conception haute performance à faible puissance.
- Microcontrôleur 8 bits Atmel® AVR® à architecture RISC avancée
 - 131 Instructions dont la plupart sont exécutées en un seul cycle d'horloge
 - Débit jusqu'à 20 MIPS à 20 MHz
 - 32 x 8 registres de travail
 - Multiplicateur à 2 cycles

- Mémoire Comprend :
 - 32 Ko de FLASH programmable
 - 1 Ko d'EEPROM
 - SRAM de 2 Ko
 - 10 000 cycles d'écriture et d'effacement pour Flash et 100 000 pour EEPROM
 - Conservation des données pendant 20 ans à 85 °C et 100 ans à 25 °C

hargeur de démarrage optionnel avec embouts de verrouillage(Dans la programmation du système (ISP) par l'intermédiaire du chargeur de démarrage).(Opération True Read-While-Write)

- Verrou de programmation disponible pour la sécurité du logiciel.

- Caractéristiques Inclure :
 - 2 minuteriers/compteurs 8 bits avec chacun des modes de pré-programmation et de comparaison indépendants
 - Minuterie/compteur 16 bits unique avec un système de pré-acquisition indépendant, modes de comparaison et de capture
 - Compteur temps réel avec oscillateur indépendant
 - Convertisseur analogique numérique à 6 canaux 10 bits
 - 6 canaux de modulation de largeur d'impulsion
 - Capteur de température interne
 - USART série (programmable)
 - Interface série SPI maître/esclave – (compatible Philips I2C)
 - Minuterie de surveillance programmable avec oscillateur interne indépendant
 - Comparateur analogique interne
 - Interrompre et réveiller lors du changement de broche

- Caractéristiques supplémentaires
 - Oscillateur interne étalonné
 - Réinitialisation de la mise sous tension et détection de sortie brune programmable
 - Interruptions externes et internes
 - 6 modes de veille, y compris ralenti, réduction du bruit ADC, économie d'énergie, mise hors tension, veille et veille prolongée

- E/S packs
 - 23 lignes d'E/S programmables
 - Pack PDIP 28 broches

- Tension de fonctionnement : 1,8 – 5,5 V
- Plage de température de fonctionnement :40 °C à 85 °C
- vitesse :

- 0-4 MHz à 1,8-5,5 V
- 0-10 MHz à 2,7-5,5 V
- 0-20 MHz à 4,5-5,5 V

- Mode basse consommation à 1,8 V, 1 MHz et 25 °C :
 - Mode actif : 0,3 mA
 - Mode de mise hors tension : 0,1 µA
 - Mode d'économie d'énergie : 0,8 µA (y compris le RTC de 32 kHz).

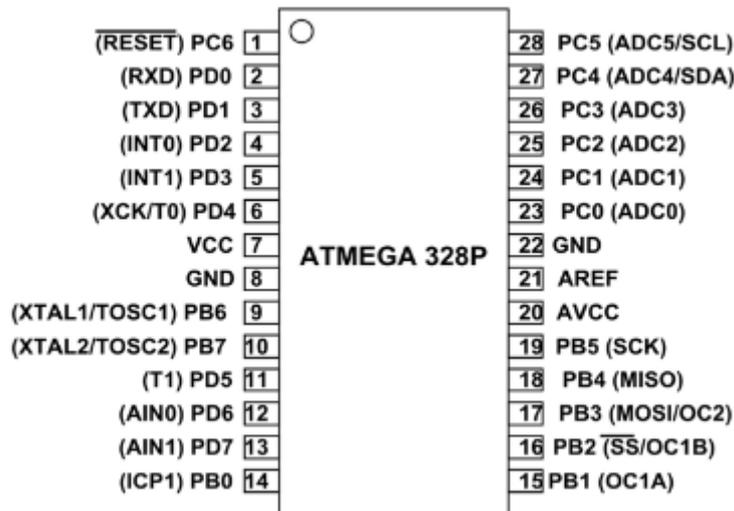


Figure 3.2: Les éléments constitutifs du ATMEGA328p.

3.3 Le langage de programmation ARDUINO

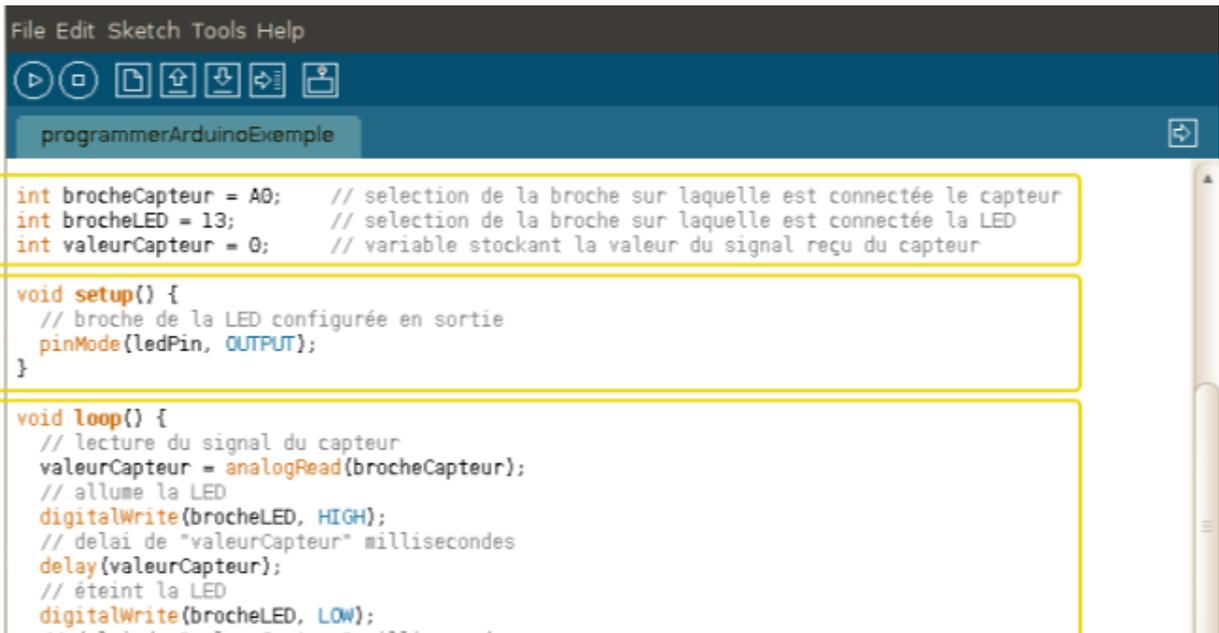
3.3.1 Définition de langage

Le langage de programmation Arduino uses est très similaire au C ++, un langage courant dans le monde informatique.

Le code pour lequel vous apprenez à écrire Arduino sera très similaire au code que vous écrivez dans un autre langage informatique. Tous les concepts de base restent les mêmes, c'est en fait juste une question d'apprendre à travailler avec un dialecte différent [23].

3.3.2 La structure d'un programme

Un programme Arduino comporte trois parties :



```

File Edit Sketch Tools Help
programmerArduinoExemple

1 int brocheCapteur = A0; // selection de la broche sur laquelle est connectée le capteur
  int brocheLED = 13; // selection de la broche sur laquelle est connectée la LED
  int valeurCapteur = 0; // variable stockant la valeur du signal reçu du capteur

2 void setup() {
  // broche de la LED configurée en sortie
  pinMode(ledPin, OUTPUT);
}

3 void loop() {
  // lecture du signal du capteur
  valeurCapteur = analogRead(brocheCapteur);
  // allume la LED
  digitalWrite(brocheLED, HIGH);
  // delai de "valeurCapteur" millisecondes
  delay(valeurCapteur);
  // éteint la LED
  digitalWrite(brocheLED, LOW);
}

```

Figure 3.3: Présentation du langage.

- [1] La partie déclaration des variables (optionnelle) ;
- [2] La partie initialisation et configuration des entrées/sorties : la fonction setup () ;
- [3] La partie principale qui s'exécute en boucle : la fonction loop ().

Dans chaque partie d'un programme sont utilisées différentes instructions issues de la syntaxe du langage Arduino.[23]

3.4 Concentrateur d'oxygène 3L

3.4.1 Cahier de charge

Le concentrateur d'oxygène portable adopte le principe d'absorption de pression qui consiste à séparer l'oxygène, l'azote et autre gaz de l'air. Dès que l'appareil est mis en tension et après l'activation de bouton marche, le compresseur commence à absorber l'air de l'extérieur à l'intérieur, au même temps l'afficheur s'allume (affiche le nombre d'heur de travail , le pourcentage et le débit d'oxygène) et une commande se déclenche automatiquement pour contrôler les deux bobines en mode alterné, chaque une prend à peu près 2.9 sec dont le but d'assurer le filtrage d'air atmosphérique par les deux tamis moléculaire de ziolith.

Alarme déclenchent en fonction de le pourcentage min de d'O₂,et déclenchent en fonction de le débit min et max de d'O₂.

3.4.2 Caractéristiques de la commande

* Débit d'oxygène : 0-3 litres/minute.

*le pourcentage acceptable entre : 21% et 95,6 %.

*Affichage le nombre d'heures de travail, le pourcentage d'oxygène et le débit d'oxygène sur l'écran graphique LCD_I2C 16x2. (Figure 3.12)

* Alarmes :

- Alarme d'O₂ < 25% et l'alarme de débit < 2 L/min

3.5 L'organigramme

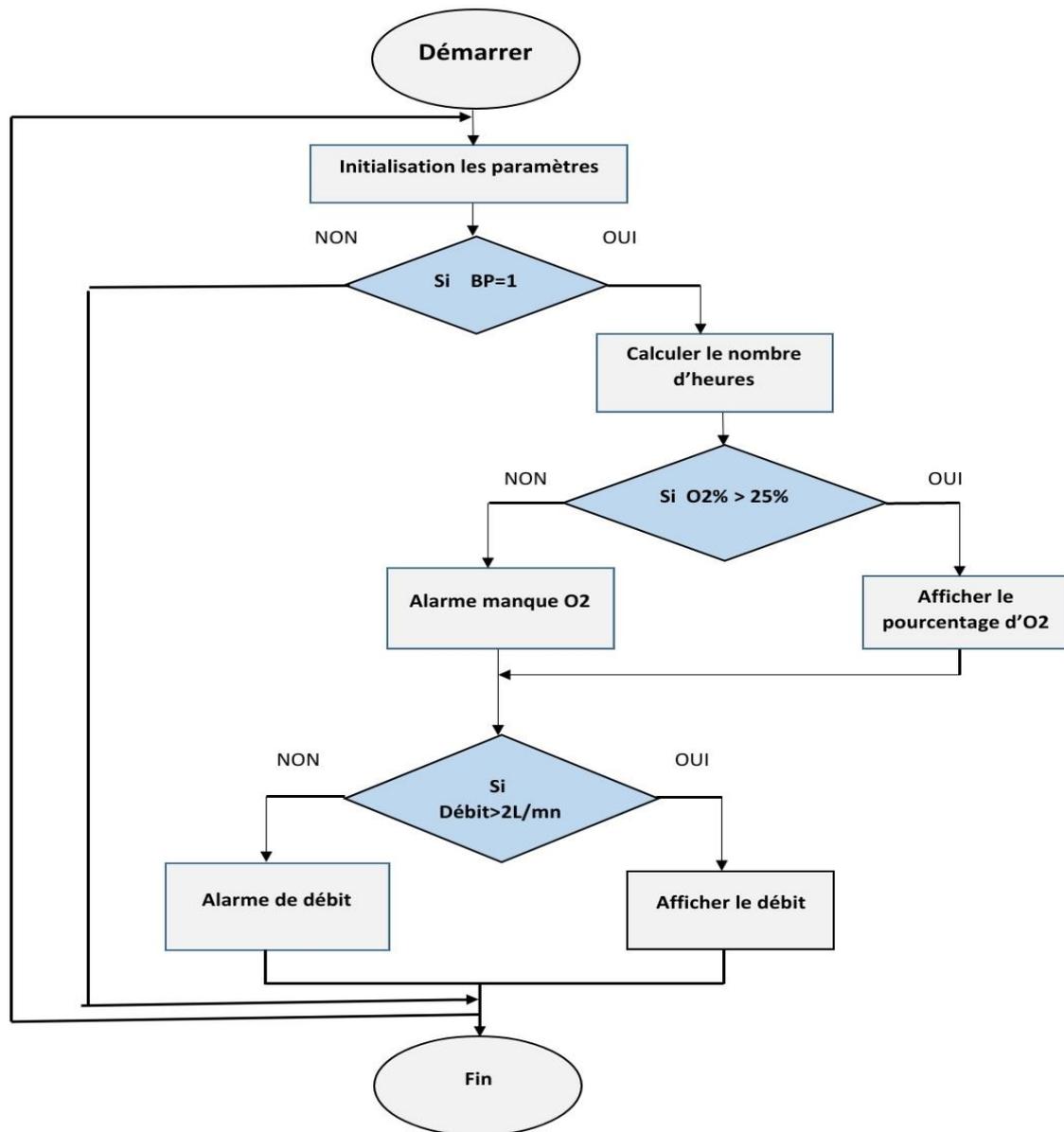


Figure 3.4: Organigramme d'un système.

Le but de cet organigramme est de montrer le principe de fonctionnement d'un concentrateur d'oxygène mobile. L'élément le plus important ici est le capteur d'oxygène.

-La première étape consiste à appuyer sur le bouton marche.

- l'afficheur s'allume et affiche le nombre d'heure de travail et le pourcentage de l'oxygène et le débit de l'oxygène.

3.6 Programme de système (langage ARDUINO)

Les figures ci-dessous représentent quels que parties de notre programme de commande sous langage ARDUINO.

```

2
3 #include <Wire.h>
4 #include <EEPROM.h> //mémoire
5 #include <LiquidCrystal_I2C.h> // pour l'affichage -----LCD_I2C
6 #include <SoftwareSerial.h> // cominucation série
7 SoftwareSerial sensor(9, 10); // Rx Tx cominucation série
8 LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2);//set the LCD address to 0x27 fer a 16 chars and 2 line display
9
10
11 int cp=3; // le compresseur
12 int b1=2; //la bobine 1
13 int b2=4; //la bobine 2
14 int f1=6; // LED pour les alarmes
15 int f2=7; //LED indique que le système fonctionne sans erreur
16

```

la liste des variables

les bibliothèques utilisées

Figure 3.5: la première partie de programme.

Ensuite, nous passons à la partie de initialisation l'écran LCD et configuration des entrées(capteur O2)/sorties(LED alarms,cmpresseure et les deux bobine de distributeur .

```

17
18 void setup()
19 {
20
21   lcd.init(); //initialisation de l'écron LCD
22   lcd.backlight(); //LED indique que le système fonctionne sans erreur
23   sensor.begin(9600);
24
25   pinMode(cp, OUTPUT); // config cp comme sortie ((le compresseur))
26   pinMode(b1, OUTPUT); // config b1 comme sortie ((Bobine 1))
27   pinMode(b2, OUTPUT); // config b1 comme sortie ((Bobine 2))
28   pinMode(f1, OUTPUT); // config f1 comme sortie (( les alarmes))
29   pinMode(f2, OUTPUT); // config f2 comme sortie ((le système fonctionne sans erreur ))
30

```

Figure 3.6: La partie initialisation et configuration des entrées/sorties.

Après , nous passons à la partie principale qui s'exécute en boucle : la fonction loop (). la partie de commandes et les algorithmes de calcul.

```

34 void loop()
35
36 {
37   typedef unsigned char u8;
38   typedef unsigned int ul6;
39   int inByte;
40   u8 temp;
41   u8 i,j,o2[12];
42   ul6 o2c,o2f,o2t;//Define oxygen concentration --- flow rate -----and temperature
43   //when caractere arrive over the serial port.
44   //_____ bobine 01_____.
45   digitalWrite(cp, HIGH); // compresseur cpmr active)
46   digitalWrite(b1, HIGH); // relai b1 de distributeur ----ouvrier)
47   digitalWrite(b2, LOW); // relai b2 de distributeur -----fermer)
48

```

Figure 3.7: début de la boucle_ loop ().

Les Figures 3.8 et 3.9 représentent les programmes utilisés pour la réception et le traitement des données de capteur d'oxygène.

```

61 //_____ Receiving part_____ recevez les informations que le capteur (OCS-3F) capte_____
62 if
63 ((o2[0]==0x16) && (o2[1]==0x09) && (o2[2]==0x01))
64 {
65   o2[i] = inByte;
66   i++;
67 }
68 else
69 {
70   if ((o2[0] == 0x16) && (o2[1] == 0x09))
71   {
72   if (inByte == 0x01)

```

Figure 3.8: recevoir les informations de capteur.

<pre> 182 183 //-----flow part----- 184 lcd.setCursor(8, 0); 185 lcd.print(" "); 186 lcd.setCursor(10, 0); 187 lcd.print(o2f/10%10); 188 lcd.print("."); 189 lcd.print(o2f%10); 190 lcd.print("L/m"); 191 </pre>	<pre> 158 159 //-----O2 part----- 160 lcd.setCursor(0, 0); 161 lcd.print("O2:"); 162 lcd.setCursor(3, 0); 163 lcd.print(o2c/100); 164 lcd.print(o2c/10%10); 165 lcd.print("."); 166 lcd.print(o2c%10); 167 lcd.print("%"); 168 </pre>
--	---

Figure 3.9: l'affichage des valeurs pourcentage /débit d'O2 à l'écran LCD.

a Figure (3.10) représente le programme des alarmes, le pourcentage de l'oxygène et le débit de l'oxygène.

```

230     if(((o2c/10%10)>21) && ((o2f/10%10)<2))
231     {
232         lcd.clear();
233         lcd.setCursor(0, 0);
234         lcd.print("_ Flow ERR _");
235         lcd.setCursor(0,1);
236         lcd.print("    Flow<2    ");
237         digitalWrite(f2, HIGH);
238         digitalWrite(f1, LOW);
239     }
240     if(((o2c/10%10)<21) && ((o2f/10%10)>2))
241     {
242         lcd.clear();
243         lcd.setCursor(0, 0);
244         lcd.print("_ O2 ERR _");
245         lcd.setCursor(0,1);
246         lcd.print("    O2<25    ");
247         digitalWrite(f2, HIGH);
248         digitalWrite(f1, LOW);

```

Figure 3.10: un partie de programme du alarmes.

La figure suivante représente la commande de distributeur 5/4 utilisé. Ce dernier commande alternativement la circulation de l'air dans les tamis de ziolith.

```

delay(2900);
digitalWrite(b2, LOW); // relai b2 de distributeur dèactive)
digitalWrite(b1, LOW); // relai b1 de distributeur dèacti)
delay(100);

```

Figure 3.11: un partie de programme (bobine 2) .

3.7 Réalisation de Carte électronique du commande

Nous allons présenter dans cette partie les différentes étapes de la réalisation de notre carte électronique.

Dans la première étape avons validé le bon fonctionnement de notre programme par une carte arduino UNO avant de passer à la réalisation de la carte électronique de commande.

la deuxième étape : nous avons utilisé le logiciel protues ISI la simulation du circuit électronique, pour la conception de circuits imprimés et la création un modèle 3D de la carte électronique.

3.7.1 Conception expérimentale de système du commande par l'arduino UNO

La carte Arduino Uno est basée sur un ATmega328p cadencé à 16 MHz. C'est la plus simple et la plus économique carte à microcontrôleur d'Arduino. Des connecteurs situés sur les bords extérieurs du circuit imprimé permettent d'enficher une série de modules complémentaires.

Caractéristiques principales:

Alimentation:

- via port USB ou 7 à 12 V sur connecteur alim 5,5 x 2,1 mm
- Microprocesseur: ATmega328 Mémoire flash: 32 kB ; Mémoire SRAM: 2 kB ; Mémoire EEPROM: 1 kB

Interfaces:

- 14 broches d'E/S dont 6 PWM - 6 entrées analogiques 10 bits - Bus série, I2C et SPI
- Intensité par E/S: 40 mA - Cadencement: 16 MHz
- Gestion des interruptions ; Fiche USB B ; Version: Rev. 3 ;

Dimensions: 74 x 53 x 15 mm [22,25].

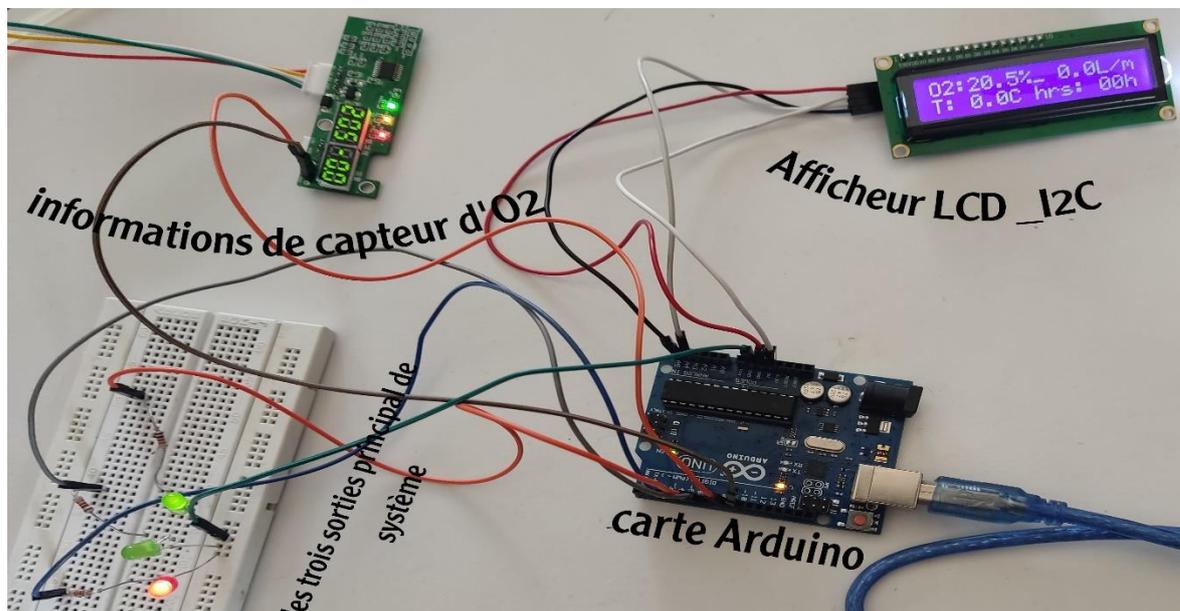


Figure 3.12: système de commande par l'arduino UNO.

Nous avons programmé cette carte Arduino pour recevoir les informations du capteur d'oxygène (le pourcentage, le débit et la température de l'oxygène) et les afficher sur l'écran LCD_I2C 2x16 ,on utilise trois sorties par trois led représentant les trois relais (relai de compresseur et deux relais de deux bobine de distributeur). figue (2,7)

Conception de la carte électronique par le logiciel PROTEUS

3.7.2.1 Définition de PROTEUS

Proteus est une suite logicielle destinée à l'électronique. Développé par la société Labcenter Electronics, les logiciels incluent dans Proteus permettent la CAO dans le domaine électronique. Deux logiciels principaux composent cette suite logicielle:

un éditeur de schéma (ISIS) et un outil de placement-routage (ARES)

Proteus est composé de différents packages , dans cette conception en utilise : Proteus PCB (Printed Circuit Board) pour le circuit imprimé, Proteus VSM pour la simulation, Proteus Visual Designer (3D) [1,26].

3.7.2.2 Simulation avec Proteus (ISIS)

Le logiciel ISIS de Proteus est principalement connu pour l'édition de schémas électriques. De plus, le logiciel peut simuler des schémas afin de détecter certaines erreurs dès la conception. Indirectement, les circuits conçus à l'aide de ce logiciel peuvent être utilisés pour la documentation, car le logiciel contrôle la plupart des aspects graphiques du circuit [26].

La figure ci-dessous englobe les éléments de base de la carte électronique qu'est la partie commande de notre système. Cette carte est devisée en quatre grands étages, le capteur d'oxygène , le microcontrôleur qui représente l'unité de traitement de l'information, la partie d'affichage présentée par les deux leds, l'afficheur et la dernière partie qu'est l'interface de sortie.

Cette partie de ce chapitre représente le but de notre travail, car nous allons réunir tous les éléments de la carte la partie commande de notre système dont le but de simuler et valider le programme simulé sous langage ARDUINO.

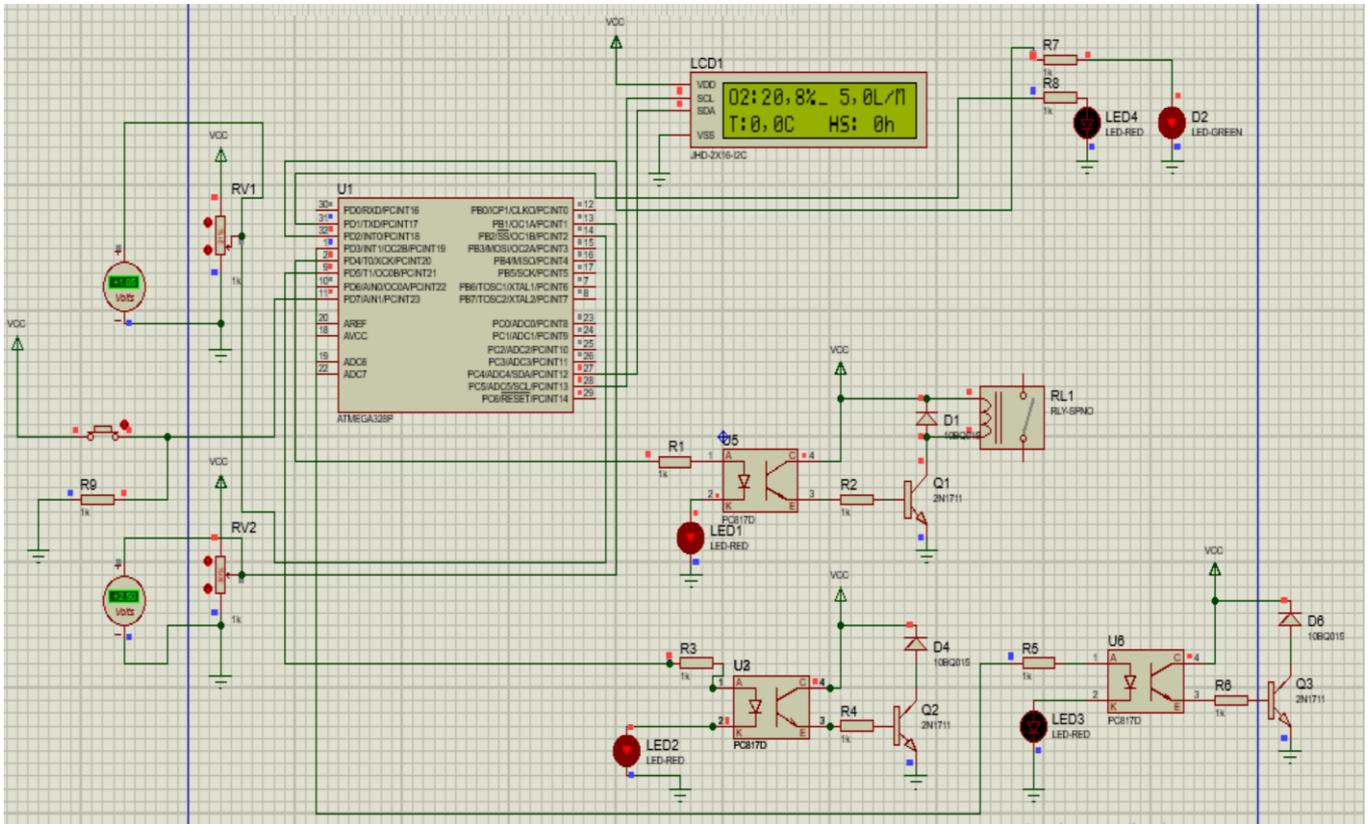


Figure 3.13: Simulation on générale sur ISIS PROTEUS.

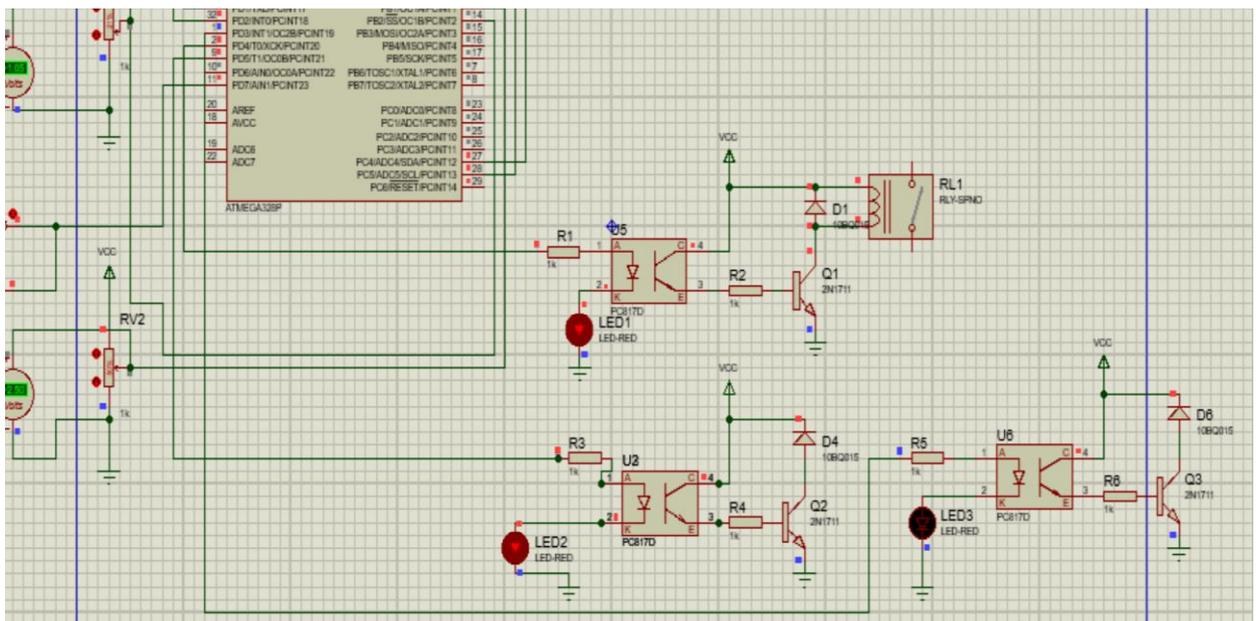


Figure 3.14: Etage de l'interface de sortie.

La figure ci-dessous représente l'étage de l'interface de microcontrôleur avec l'affichage LCD_I2C

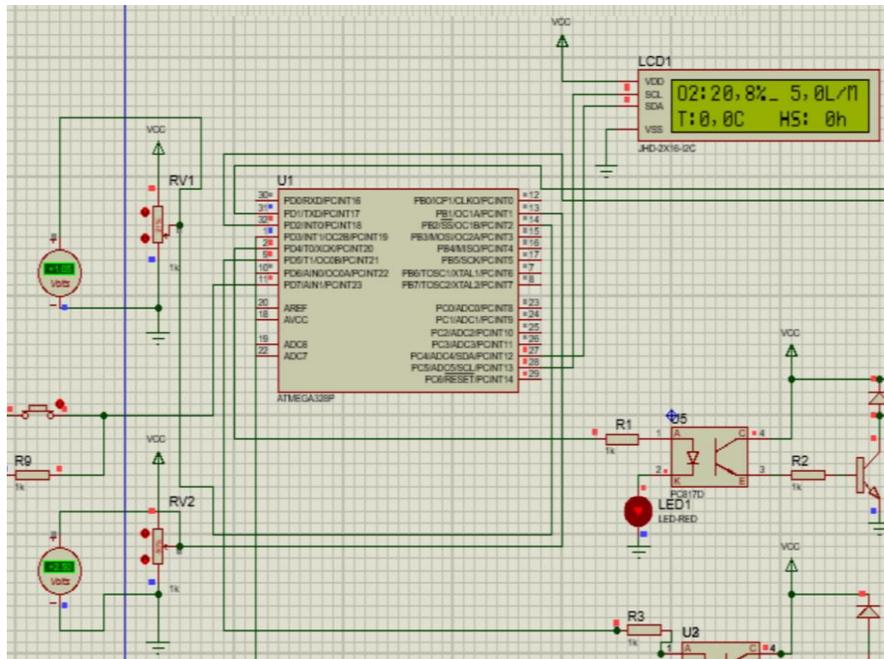


Figure 3.15: Etage de l'afficheur et les deux capteurs.

La première étape consiste à appuyer sur le bouton marche.

-La LED 4 est connectée avec un optocoupleur qui commande le relai de compresseur elle reste toujours allumée en colleur rouge.

-LED5 et LED6 s'allument en colleur rouge alternativement avec un temps de 2.9 sec, chaque LED connectée avec un optocoupleur, cela représente le travail des deux tamis moléculaires.

REMARQUE :L'élément le plus important est le capteur d'oxygène OCS-3F qui donne le pourcentage et le débit d'oxygène, il a été remplacé par deux résistances variables comme un potentiomètre (0V~ 5V=VCC)(pourcentage RV1_débit RV2) appliqué sur deux entrée de microcontrôleur car il n'y a pas de bibliothèque du capteur OCS-3F dans logiciel proteus.

Le circuit imprimé

Le package proteus PCB utilisé pour la conception de circuit imprimé. Nous pouvons créer un conception propre. La conception est simple, il vous suffit de placer les composants utilisés dans le schéma et de tracer des traces dessus. figure(3.10)

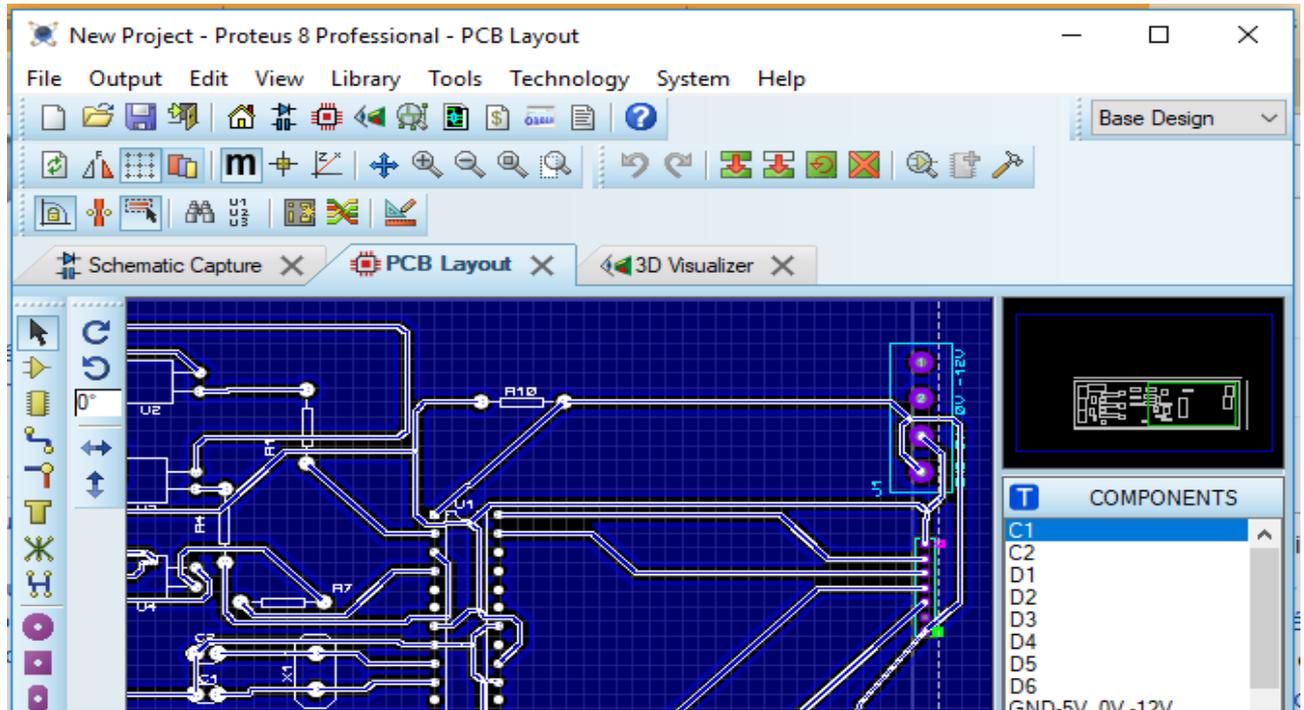


Figure 3.16: l'interface du proteus PCB .

Après avoir inséré les composants électroniques, le proteus PCB connecte automatiquement les composants en fonction de schéma que nous avons simulé.

En a vérifié qu'il n'y a pas d'erreurs , et exporté le circuit en fichier PDF (figure 3.11) et imprimé le circuit .

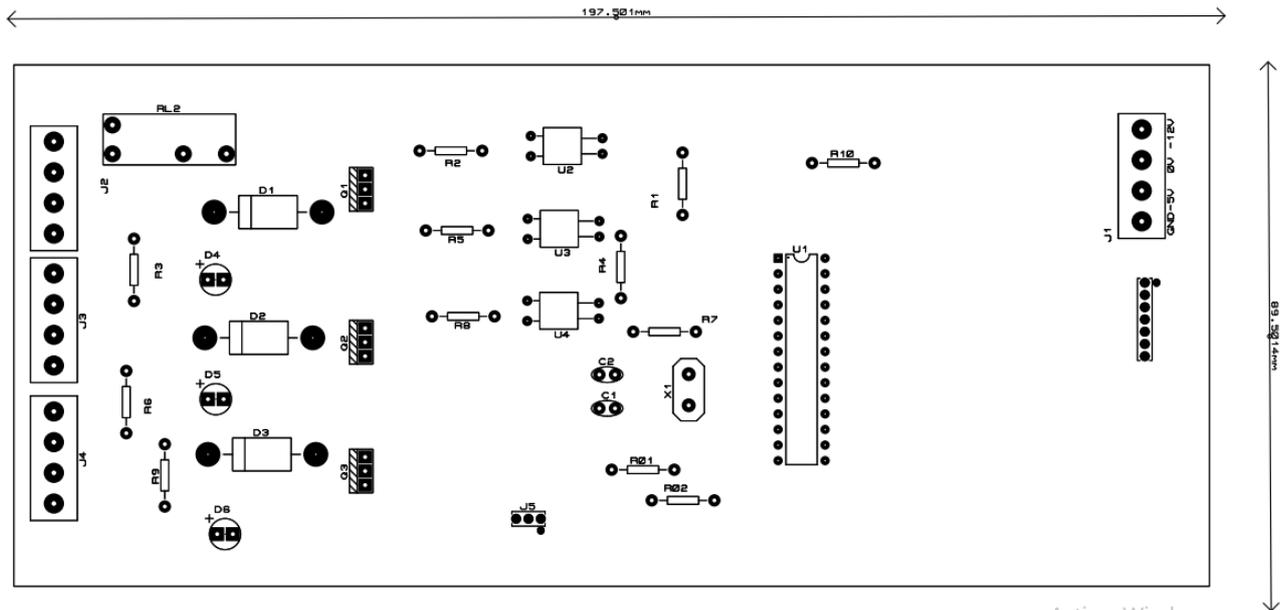


Figure 3.17: les camposants de la carte sans circuit .

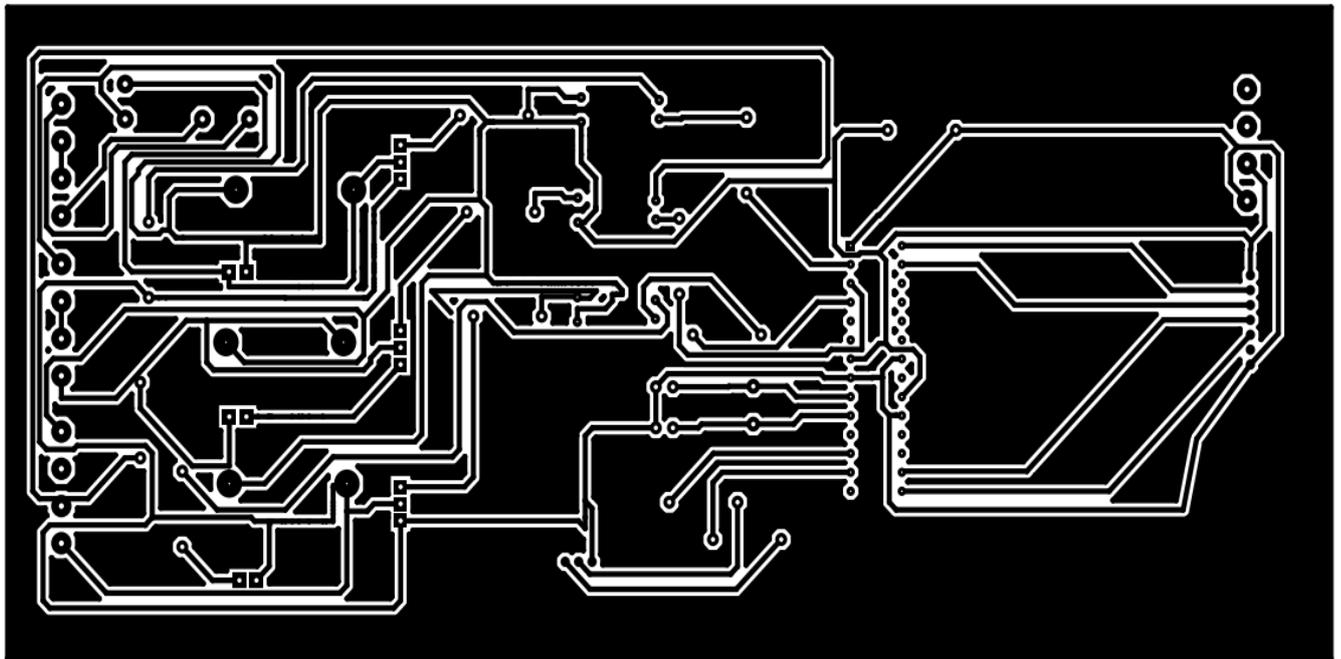


Figure 3.18: le circuit imprimé finale .

3.7.2.4 Visualisation 3D

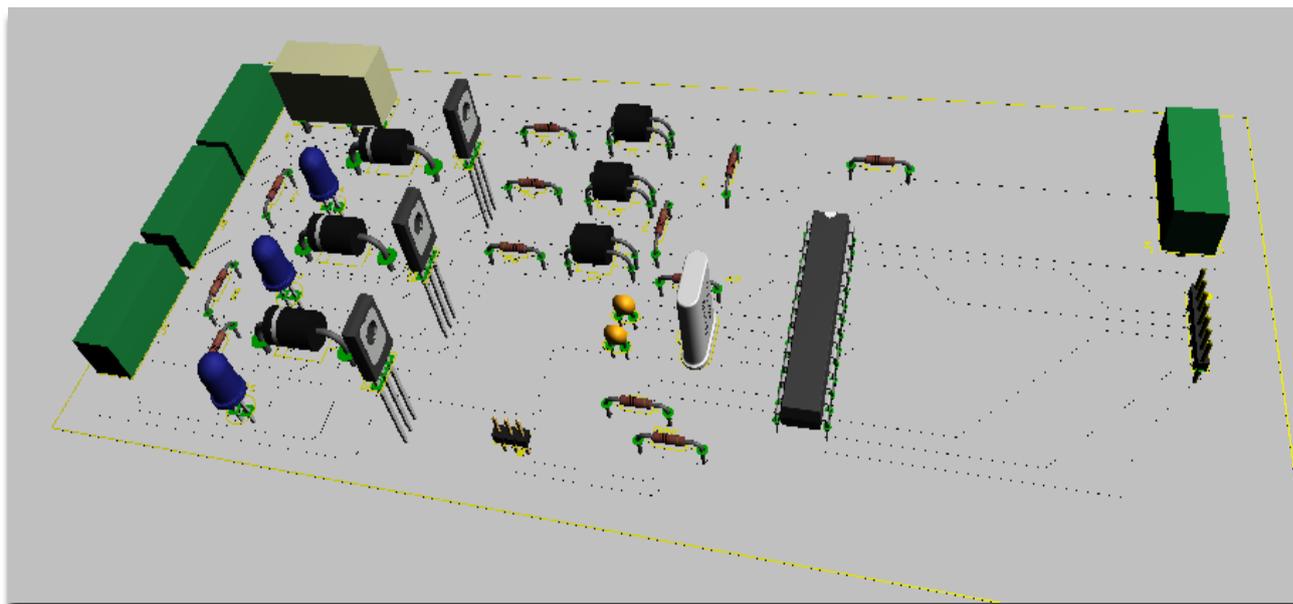


Figure 3.19: circuit en 3D.

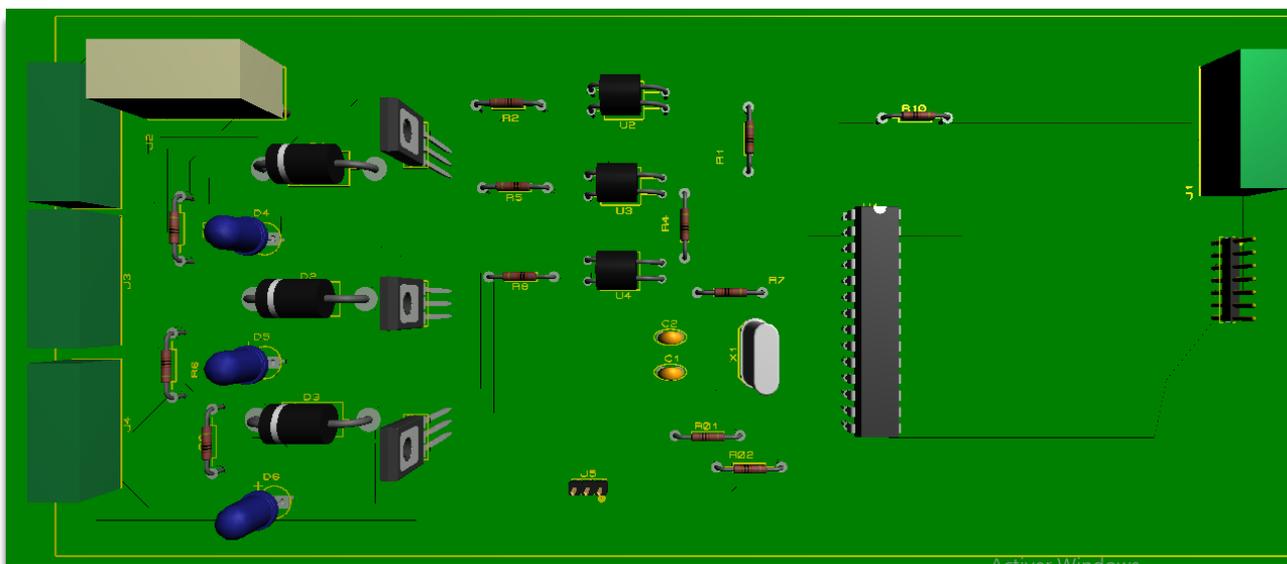


Figure 3.20: circuit en 3D (vue d'en-haut).

3.8 Test de validation de la carte électronique :

cette partie nous présentons des tests de validation de notre carte de commande réalisée.

Nous commençons par le test de manque de débit de l'oxygène, par exemple, s'il y a une fuite d'air au niveau de la tuyauterie de concentrateur.

La figure (Figure 3.21) représente un message d'alarme de débit.

- Les messages des alarmes

Flow ERR si le débit mesuré est faible < 2 l/min

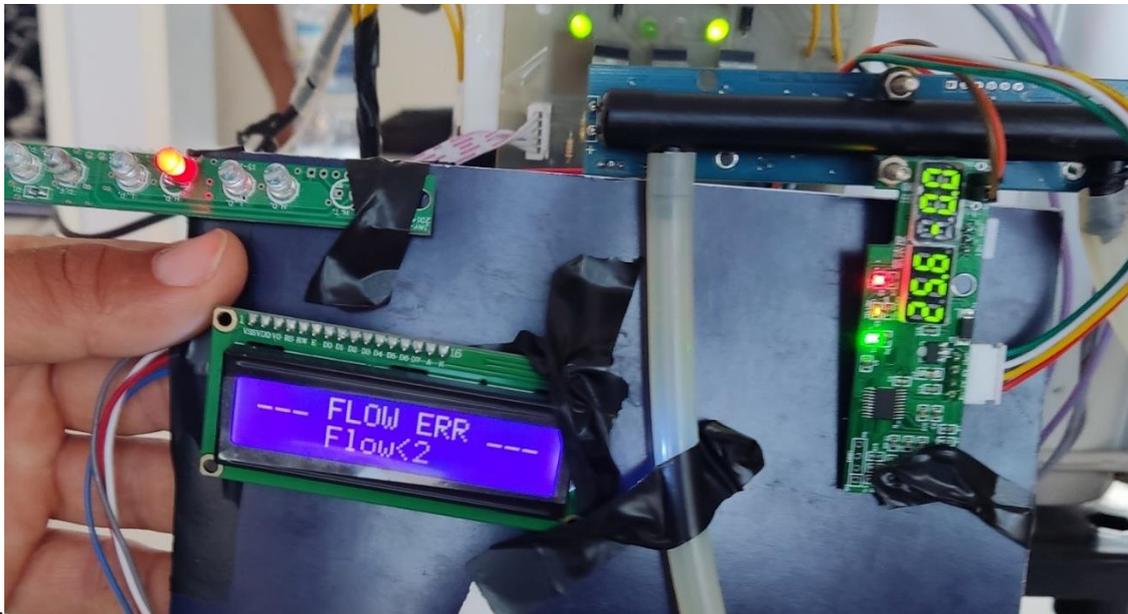


Figure 3.21: alarme de débit faible

Deuxième test consiste le pourcentage de l'oxygène, par exemple, qu'il y a une fuite ou bien le ziolit perde ces caractéristiques qui nécessite de le changer. (Figure 3.22)

O2 ERR si le pourcentage de gaz O2 mesuré inférieur $< 25\%$.

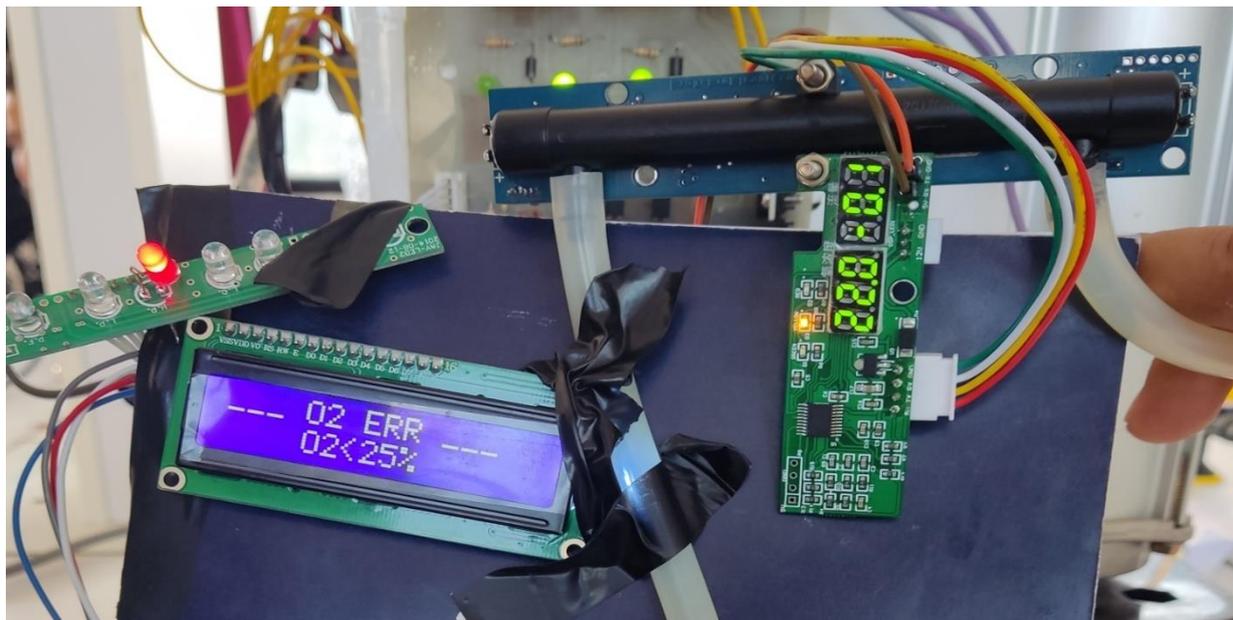


Figure 3.22: Alarme de pourcentage d'O2

`_flow/O2 ERR_` si les deux erreurs au même temps.

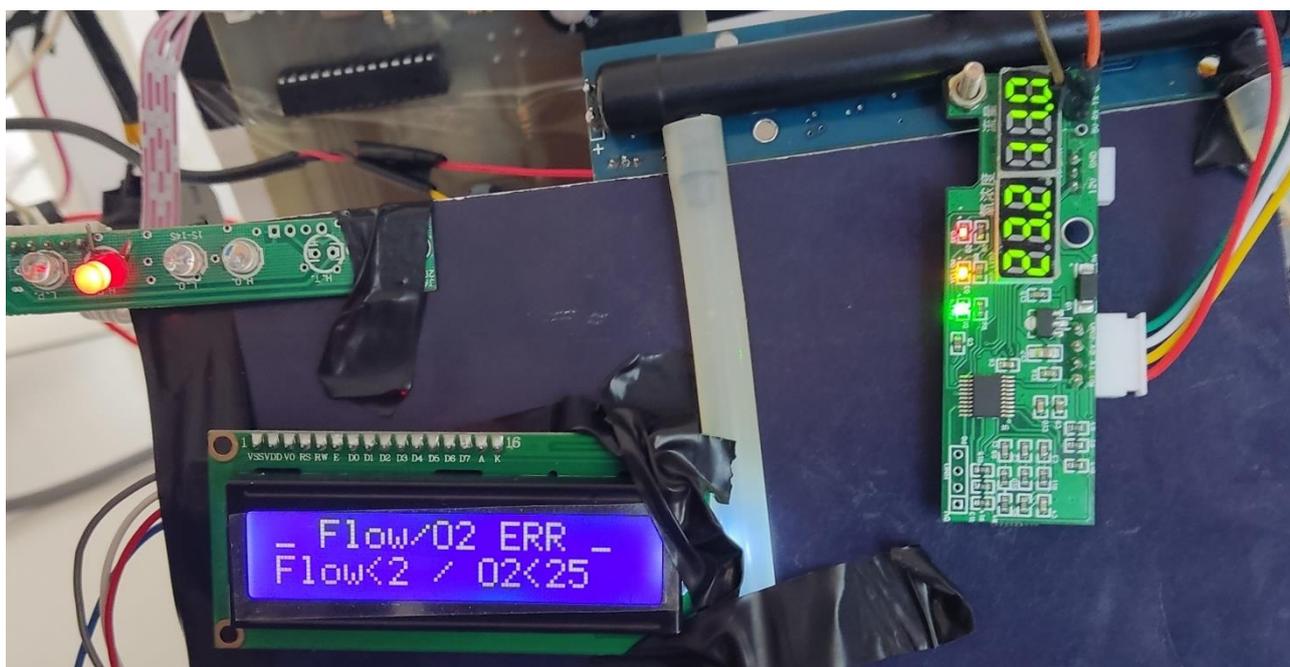


Figure 3.23 : Alarmes débit faible avec pourcentage insuffisant.

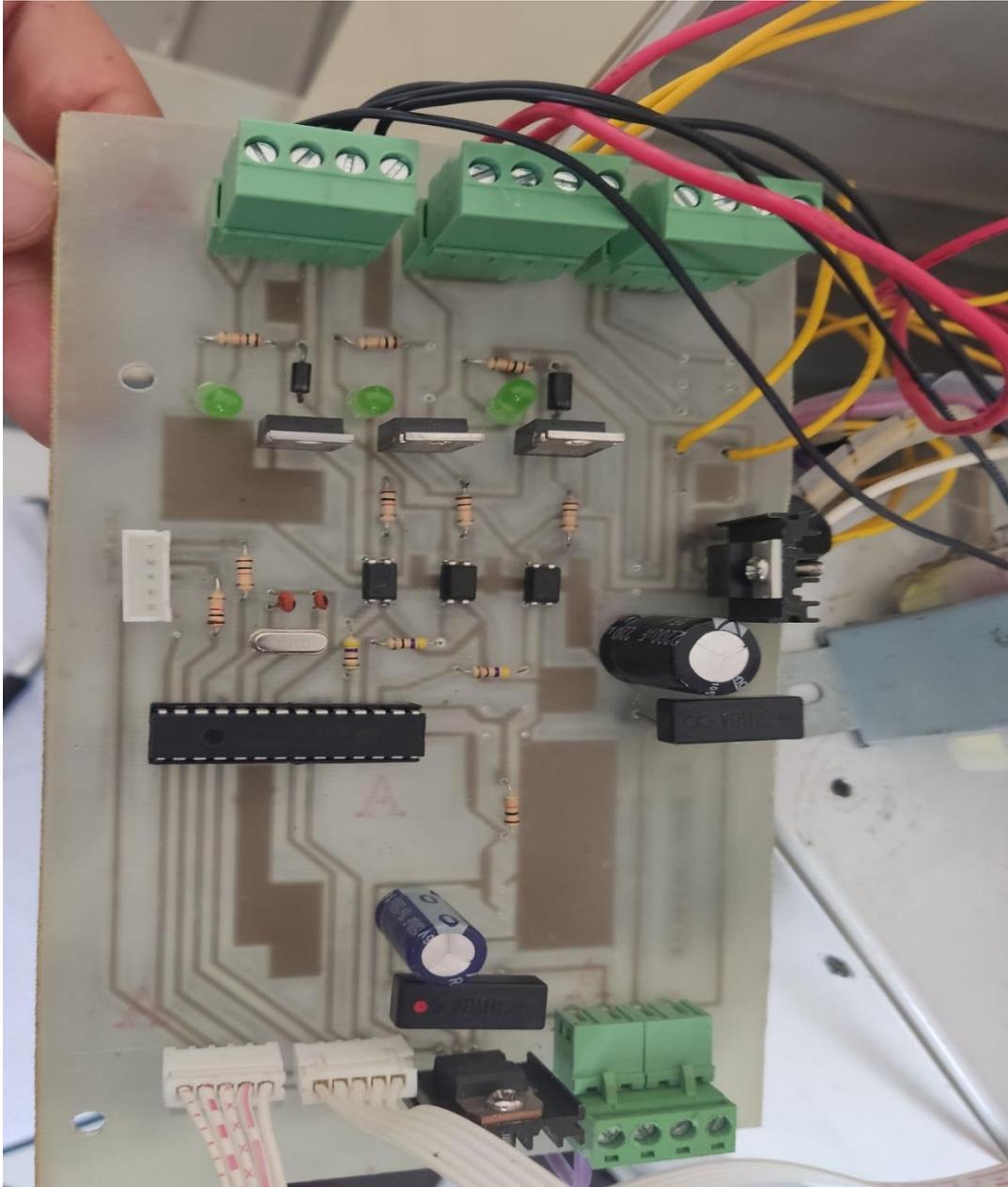


Figure 3.24 : La carte electronique finale du commade

3.8 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté le matériel nécessaire pour simuler et réaliser la carte de commande de notre concentrateur correctement. Un programme a été développé à base d'un cahier de charge d'un concentrateur d'oxygène mobile par le langage de programmation ARDUINO. Ce programme est simulé par le logiciel Proteus (ISIS) .

Nous avons simulé et réalisé les différentes parties de notre projet, et afficher les informations reçu par le capteur de d'oxygène OCS-3F, traitement de l'information par l'ATMega, avec l'affichage de nombre d'heures de travail et (pourcentage /débit/température) de l'oxygène.

Nous avons réalisé et validé par la suite la carte électronique de commande par quels que tests pratiques tels que, le manque de débit (le débit faible)d'oxygène et la diminution de pourcentage de l'oxygène.

Conclusion générale

Conclusion générale

Dans ce mémoire, nous avons fait la conception et réalisation de la carte de commande de concentrateur d'oxygène mobile suivant un cahier d charge bien déterminé.

Dans le premier chapitre, nous avons présenté en détail les technologies d'extraction d'oxygène avec le système de production industrielle PSA, et le principe de fonctionnement des concentrateurs d'oxygènes portable ou fixe.

Dans le deuxième chapitre, nous avons présenté le produit de notre étude en basant sur les éléments utilisés dans les parties commande et opérative.

Dans le dernier chapitre, nous avons réalisé pratiquement la carte électronique de la commande à l'aide de langage ARDUINO et le logiciel Proteus ISIS. Ce dernier est utilisé pour, simuler le fonctionnement des concentrateurs, créer le circuit imprimé PCB et visualiser le circuit en 3D.

A travers les résultats des tests de validation de la carte électronique, nous avons pu contrôler parfaitement le concentrateur d'oxygène portable.

Enfin, nous proposons quelques perspectives pour l'amélioration du modeste travail, qui sont traduisent par :

- Utiliser de l'énergie solaire pour faire fonctionner cet appareil et pour charger la batterie.
- Développer un système de contrôle sans fil intelligent pour les concentrateurs SPA.

Bibliographie

Bibliographie

- [1] :<https://www.aps.dz/sante-science-technologie/123654-covid-19-au-moins-3-813-994-mortsdans-le-monde> le 18/06/2021 à 10h30.
- [2]: Ingrid MILLOT "Production d'oxygène en situation d'exception vers une autonomie totale " thèse docteur en médecine, UNIVERSITÉ de LORRAINE, 2012.
- [3]: Évaluation des besoins en dispositifs médicaux. Série technique de l'OMS sur les dispositifs médicaux. Genève : Organisation mondiale de la Santé ; 2012.
- [4]: <http://www.aphargaz.fr>.
- [5]:WHO - Equipment for case management of acute respiratory infections. The oxygen concentrator. EPI Product Information Sheets, 1997 edition. WHO/EPI/LHIS/97.01.
- [6]: WHO Oxygen therapy for acute respiratory infections in young children in developing countries. World Health Organization 1993.
- [7]: WHO Technical specification for medical devices [Internet]. Genève : Organisation mondiale de la Santé ; 2015 (http://www.who.int/medical_devices/management_use/mde_tech_spec/en/, consulté le 17 juin 2015).
- [8]: Evrard P, Borneb M, Huartc B, Hokayem P. Production d'oxygène sur site appliquée aux hôpitaux de campagne. IRBM 2007;28:93-106.
- [9]: gradianhealth.org.
- [10]: www.finimedicaire.com.
- [11]: Cousin MT. L'oxygène. [en ligne] 24 mars 2008. Disponible sur : <http://www.histanestreaFrance.org>.

Bibliographie

[12]: Société SANTÉOL - www.santeol.com.

[13] : www.has-sante.fr/concentrateurs_doxygene_mobiles_referentiel (Validé par la CNEDiMTS le 19 octobre 2021)

[14]: CAILLOT Catherine. L'oxygène à usage médical : dispensation, indications, toxicité, rôle du pharmacien. Thèse doctorat : Pharmacie. Université de Nancy, 2004.

[15]: AFSSAPS. Recommandations d'utilisation des concentrateurs d'oxygène pour l'approvisionnement du système de distribution des gaz médicaux d'un établissement de santé. 16 juillet 2009.

[16]: <http://social-sante.gouv.fr/ministere/acteurs/instances-rattachees/article/rapports-d-activite-duceps>.

[17]: ANTADIR, La Commission Médico-Technique et Sociale de la Fédération. Guide de l'oxygénothérapie. Paris : s.n., 2010.

[18]: AG, PanGas. Les concentrateurs d'oxygène. Healthcare, Industriepark 10, CH-6252 Dagmersellen : s.n., 2015.

[19]: <https://www.Alibaba.com> .

[20]: <http://www.elektronique.fr>.

[21]: <https://www.microchipdirect.com>.

[22]: All Datasheet pdf.

[23] : <https://arduino.developpez.com/tutoriels/cours-complet-arduino/programmer-arduino>

[24]: Wikipédia.

[25]: <https://www.arduino.cc/reference/en/language/functions>.

[26] : <https://www.techulator.com/resources/15432-Proteus-8-Professional-a-useful-tool-for-electronic-engineers.a>

Annexe

Annexe

Régulateurs de tension(L78XX)

a)Description

Un régulateur de tension est un appareil électrique ou un composant électronique qui maintient une certaine tension constante à sa sortie, indépendamment de la charge et de la tension d'entrée. Borne positive à trois séries L78. Les régulateurs sont disponibles en boîtiers TO-220, TO-220FP, TO-220FM, TO-3 et D²PAK et offrent une variété de tensions de sortie fixes pour une large gamme d'applications.

Ces régulateurs peuvent fournir une régulation locale à bord, éliminant les problèmes de distribution associés à la régulation à point unique, chaque type utilise une limite de courant interne, thermiquement enfermée sur une surface protectrice, ce qui les rend essentiellement indestructibles, tant qu'une dissipation thermique adéquate est fournie, ils peuvent fournir un courant de sortie supérieur à 1 A, bien qu'il soit principalement conçu comme un régulateur de tension fixe. Ces appareils peuvent être utilisés avec des composants externes pour une tension et un courant réglables.

b)Caractéristiques

- Courant de sortie jusqu'à 1,5 A.
- Tensions de sortie de(5; 6; 8; 8.5; 9; 12; 15; 18; 24) V. (utilisé régulateur de 12V de sortie,(figure01))
- protection contre les surcharges thermiques.
- protection contre les courts-circuits.
- protection soa de transition de sortie.
- Tolérance de tension de sortie de 2 % (version A).
- Garantie dans la plage de température étendue(version A).

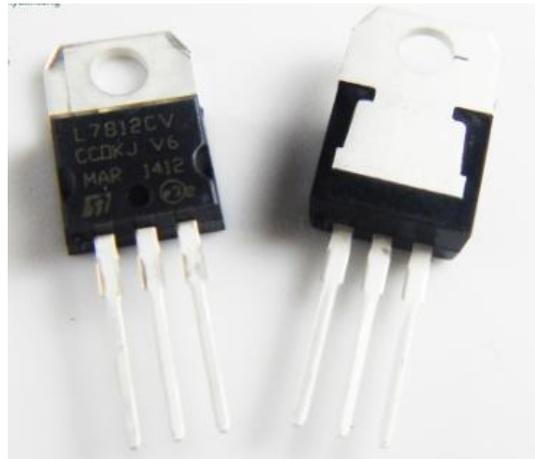


Figure 01 :Régulateur 12V (L7812).

L'Optocoupleur(PC817)

a) Description

La série PC817 se compose d'une diode électroluminescente couplée optiquement à un phototransistor. La tension d'isolation d'entrée et de sortie est de 5000Vrms. Le temps de réponse (t_r) est généralement de 4 μ s, le CTR minimum est de 50 % à un courant d'entrée de 5 mA.



Figure 02 : Optocoupleur PC817.

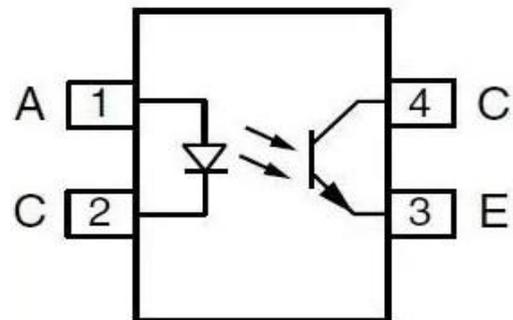


Figure 03 : Symbole d'un optocoupleur PC817.

b)Caractéristiques

- courant maximum dans la LED.
- tension aux bornes de la LED (V_f).

- Tension collecteur-émetteur : Min.80V
- courant maximum dans le phototransistor.
- courant de fuite dans le phototransistor (dark current).
- puissance que le phototransistor peut dissiper.
- taux de transfert (CTR : current transfer ratio), (CTR : MIN. 50% at $I_F=5mA$, $V_{CE}=5V$).
- .- tension d'isolation de l'optocoupleur,($V_{iso}=5,000V_{rms}$).

Capteur d'oxygène(OCS-3F)

Le capteur d'oxygène à ultrasons OCS-3F est un nouveau type de capteur de gaz. Il peut être utilisé pour mesurer la concentration et le débit de l'oxygénérateur. Il utilise la sortie numérique UART, sortie de tension analogique, LED et d'autres moyens d'envoyer les résultats des tests.(figure04)

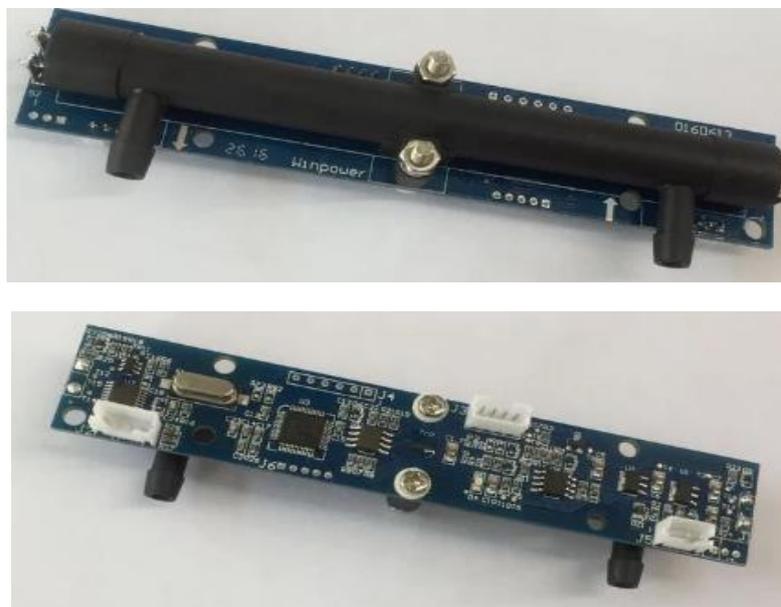


Figure 04 : Capteur d'oxygène(OCS-3F) .

Range of Concentration	21%~95.6%
Resolution	0.1%
Accuracy	$\pm 1.5\%FS@(5 - 55) ^\circ C$
Range of Flow	0~10L/min
Resolution	0.1L/min
Accuracy	$\pm 0.2L/min$ or 5% reading, which is bigger@ $(25 \pm 2) ^\circ C$
Response Time	0.5s
Warm-up Time	Sensor works as soon as power on; 10s to within specified accuracy;
Digital Output	9600bps UART 5V TTL / 3.3V CMOS compatible
Analog Output	0-2.5V (need customization)
LED Output	GREEN: Concentration >82% YELLOW: 82%>Concentration>50% RED: 50%> Concentration (Settings are adjustable according to customer's requirement)
Direction	Unlimited
Operating Temperature Range	0~50 $^\circ C$
Operating Humidity Range	5~85%RH
Maximum Pressure	150 kPa
Power Supply	+12V DC/50mA
Dimensions	120.5mm x 22mm x 22mm (L x W x H)
Weight	25g

Tableau 01 : les caractéristiques de Capteur d'oxygène(OCS-3F)