



Réf:.....

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

MASTER

Filière : Electromécanique
Option : Automatique et informatique industrielle

Thème

**Étude théorique sur les concentrateurs d'oxygène
à usage médicale**

Présenté par : - Djilat Abdelkader - Khamadj Oussama

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 Riadh	Université de Bordj Bou Arreridj
Rapporteur	: Dr Benahdouga Seddik	Université de Bordj Bou Arreridj

Dédicace

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

رَبِّهِ أَوْزَعِي أَنْ أَكْثَرَ بِرَحْمَتِكَ الَّتِي أَنْعَمْتَ عَلَيَّ وَعَلَى وَالِدَيْ

وَأَنْ أَنْفَعَلَ حَالِيًا تَرْخَاءً وَأَحْظِي بِرَحْمَتِكَ فِي مَبَادِكِ

الْعَالَمِينَ

*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 Nabil, Ayoub et mes soeur.
À toute ma famille.*

*À mes chers amis : Mbarek, Farid, Soufiane, Abderraouf, Chamseddine,
Rachid, Yacine, Meftah, Madjid, Saad.
Et à tous mes amis.*

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

Djilat.Abdelkader

Dédicace

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

رَبِّهِ أَوْزَيْجِي أَنْ أَخْضَرَ بِرَحْمَتِكَ الَّتِي أَنْعَمْتَ عَلَيَّ وَعَلَى وَالِدَيْ

وَأَنْ أَنْجَلَ حَالِيَا تَرْحَامًا وَأَخْضَيْتِي بِرَحْمَتِكَ فِيهِ بِمَوَاحِدِكَ

الْحَالِيَيْنِ

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 : Chouaib, Massinisa, Mounir, Ayoub, Lounis, Soufiane, Saadi,
Hocine, Lwigi, Abderraouf, Chamseddine.*

Et à tous mes amis.

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

Khamadj.Oussama

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 tableaux

Chapitre 1

Tableau 1.1: Les composants habituels d'un concentrateur d'oxygène et leur fonction.....11

Chapitre 3

Tableau 3.1: Différents circuit de la famille 16F87X.....34

Liste des figures

Chapitre 1

Figure 1.1: Schéma d'un système PSA.....	6
Figure 1.2: Lits de tamis moléculaires.....	7
Figure 1.3: Composants de système PSA à grande échelle.....	7
Figure 1.4: Concentrateur d'oxygène à poste fixe (stationnaire).....	9
Figure 1.5: Concentrateur d'oxygène portable.....	10
Figure 1.6: Bouteille avec son robinet-détendeur intégré.....	12
Figure 1.7: Robinets-détendeurs.....	12
Figure 1.8: Schéma d'une cuve d'un évaporateur d'oxygène liquide et son portable.....	14
Figure 1.9: Diagramme de phase montrant comment un air peut être liquéfié par perte de chaleur et/ou par pressurisation.....	14
Figure 1.10: Schéma d'un système CRYOGENIE.....	15

Chapitre 2

Figure 2.1: Cristaux de zéolithe, vus au microscope électronique.....	18
Figure 2.2: Principe de fonctionnement d'un concentrateur fixe.....	24
Figure 2.3: Concentrateur d'oxygène plusmed.....	25
Figure 2.4: L'interface de la partie commande du concentrateur d'oxygène plusmed.....	25
Figure 2.5: Vue globale de la partie opérative de concentrateur plusmed.....	27
Figure 2.6: Filtre d'entrée d'air de concentrateur plusmed.....	27
Figure 2.7: Humidificateur de concentrateur plusmed.....	28
Figure 2.8: Vue arrière de concentrateur plusmed.....	28

Liste des figures

Figure 2.9: La forme de zéolithe.....	29
Figure 2.10: Compresseur à deux pistons.....	29
Figure 2.11: Filtre de sortie.....	30
Figure 2.12: Serpentin de refroidissement.....	30
 Chapitre 3	
Figure 3.1: PIC 16F876.....	34
Figure 3.2 : Les éléments constitutifs du PIC 16F876.....	36
Figure 3.3: Présentation du logiciel.....	37
Figure 3.4: Organigramme d'un système.....	39
Figure 3.5: Programme sur flowcode.....	41
Figure 3.6: Panneau de simulation.....	42
Figure 3.7: Simulation on générale sur ISIS.....	43
Figure 3.8: Etage de capteur de pression.....	43
Figure 3.9: Etage de l'interface de sortie.....	45
Figure 3.10: Etage de afficheur avec pic16F876.....	46

Résumé

Le but de ce travail est de faire une étude théorique générale d'un concentrateur d'oxygène, en se concentrant sur le principe de séparation air-oxygène par la méthode PSA. Cette étude est également basée sur un appareil réel de concentrateur d'oxygène (plusmed) de 5 L dont le but de connaître son principe de fonctionnement, et ainsi que la connaissance du rôle de chacun de ces composants.

L'objectif principal de ce mémoire, est de programmer le principe de fonctionnement de cet appareil , puis de simuler ce programme pour le valider sous les logiciels Flowcode et ISIS Proteus en utilisant tous les calculs nécessaires, les résultats obtenus sont satisfaisants.

Mots clés

La technologie PSA , ISIS Proteus , Flowcode, Concentrateur d'oxygène(plusmed).

ملخص

الهدف من هذا العمل هو إجراء دراسة نظرية عامة لمكثف الأوكسجين ، مع التركيز على مبدأ فصل الهواء عن الأوكسجين بواسطة طريقة PSA. تعتمد هذه الدراسة أيضًا على دراسة جهاز حقيقي لمكثف أوكسجين (plusmed) سعته 5 لتر والهدف هو معرفة مبدأ تشغيله ، وكذلك معرفة دور كل من مكوناته.

الهدف الرئيسي من هذه الرسالة هو برمجة مبدأ تشغيل هذا الجهاز ثم محاكاة هذا البرنامج للتحقق من صحته تحت برنامج Flowcode و ISIS Proteus وباستخدام جميع الحسابات اللازمة، والنتائج التي تم الحصول عليها مرضية.

كلمات مفتاحية

تقنية PSA، ISIS Proteus، Flowcode، مكثف أوكسجين(plusmed) .

Sommaire

Dédicaces

Remerciements

Liste des tableaux

Liste des figures

Résumé

Introduction générale.....1

Chapitre1: Les générateurs d'oxygène

1.1 Introduction.....4

1.2 Définition de L'oxygène médicinal.....4

1.3 Méthodes industrielles d'extraction d'oxygène.....4

1.4 Production d'oxygène par procédé PSA.....4

1.4.1 Principe de fonctionnement.....5

1.4.2 Machines utilisées.....7

1.4.2.1 Unités de purification d'air comprimé.....7

1.4.2.2 Cuve de stockage d'air.....8

1.4.2.3 Unité de séparation de l'oxygène et d'azote.....8

1.4.2.4 Réservoir de tampon de l'oxygène.....8

1.5 Concentrateurs d'oxygène mobiles à poste fixe (stationnaire).....9

1.6 Concentrateurs d'oxygène portables.....	9
1.7 Oxygène médical gazeux : bouteilles.....	12
1.7.1 Principe.....	12
1.7.2 Description.....	12
1.7.3 Avantages.....	12
1.7.4 Inconvénients.....	12
1.7.5 Capacité.....	13
1.8 L'Oxygène médical liquide.....	13
1.8.1 Description.....	13
1.8.2 Avantages.....	13
1.8.3 Inconvénients.....	13
1.9 Production d'oxygène par cryogénie.....	14
1.9.1 Principe de fonctionnement.....	15
1.10 Conclusion.....	16
 Chapitre 2: Concentrateur d'oxygène PSA	
2.1 Introduction.....	18
2.2 Principe de fonctionnement.....	18
2.3 Spécifications techniques des concentrateurs à domicile.....	19
2.3.1 Régulation du débit.....	21
2.3.2 Indicateurs et alarmes.....	21
2.3.3 Embouts de sortie.....	22
2.3.4 Caisson.....	22
2.3.5 Source d'énergie.....	23
2.4 Principe de fonctionnement.....	24

2.5 Etude réelle d'un concentrateur d'oxygène (plusmed).....	24
2.5.1 Présentation du produit.....	24
2.5.1.1 Partie commande.....	25
2.5.1.2 Partie opérative (P.O).....	27
2.6 Conclusion.....	31
 Chapitre 3 :Automatisation de concentrateur d'oxygène plusmed 5L	
3.1 Introduction.....	33
3.2 Les PICs de Microchip.....	33
3.2.1 Définition de PICs.....	33
3.2.2 Le PIC 16F87.....	34
3.2.2.1 Définition de PIC 16F876.....	34
3.2.2.2 Les éléments essentiels du PIC 16F876.....	35
3.3 Logiciel Flowcode.....	36
3.3.1 définition de Flowcode.....	36
3.3.2 Présentation du logiciel.....	36
3.4 Logiciel Proteus (ISIS).....	37
3.4.1 ISIS.....	37
3.5 Concentrateur d'oxygène plusmed.....	38
3.5.1 Cahier de charge.....	38
3.5.2 Caractéristiques de la commande.....	38
3.6 L'organigramme.....	39
3.7 Programme avec Flowcode.....	41
3.8 Simulation avec ISIS.....	42
3.9 Conclusion.....	47
Conclusion générale.....	49

Bibliographie.....51

Annexe.....54

Introduction générale

Introduction générale

Les statistiques de l'organisation mondiale de la santé (OMS) ont confirmé que plus de 3.813.994 décès sont survenus dans le monde depuis le 31 décembre 2019 en raison de l'épidémie de Coronavirus (COVID-19) [1], un nombre très important par rapport aux autres maladies qui a soulevé la nécessité de trouver des solutions et les moyennes de sauvetages au plus vite possibles.

Pour faire face à cette crise mondiale mortelle, les chercheurs scientifiques ont recommandé de fournir suffisamment l'oxygène comme première phase de traitement de l'épidémie de COVID-19.

Cette situation et après plusieurs rapports mondiaux ont confirmé le rôle vital de l'oxygène dans le traitement des patients COVID-19 aigus et critiques.

Ce gaz (oxygène) est effectivement à l'origine de notre vie et ce trouve partout dans l'air, dont voici quelques éléments chronologiques.

Le terme « oxygène à usage médical » comprend, d'une part, l'oxygène, sous forme de gaz ou liquide, fabriqué par des entreprises industrielles pharmaceutique, répondre aux normes internationales ISO 80603-2-69 :2014 et obtenir l'appellation « Oxygène Médical », et d'autre part, l'air est riche en oxygène produit par le condenseur ou par les concentrateurs d'oxygène.

Actuellement, de nombreux pays sont confrontés au problème de la difficulté d'acheter et la disponibilité des concentrateurs d'oxygène. La demande mondial de ce type d'appareils est connue une augmentation considérable, par contre le marché appartient à quelques entreprises actuellement reste limité. C'est pourquoi nos recherches portent sur une étude théorique des concentrateurs d'oxygène, dont le but d'arriver à fabriquer notre modèle propre.

Ce mémoire, présente une étude théorique des concentrateurs mobiles d'oxygène à usage médical en général.

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 aux méthodes industrielles de production d'oxygène.

Le deuxième chapitre est basé sur l'étude du mécanisme de fonctionnement des concentrateurs d'oxygène de type d'Adsorption par inversion de pression et en anglais : Pressure Swing Adsorption(PSA) et spécialement la marque plusmed de type PSA. Cette étude de cet appareil à une grande importance de notre étude théorique, et dont le but de contrôler ce concentrateur nous allons étudier en détail, la partie opérative (les colonnes de zéolith, les distributeurs, le compresseur d'air,...) et la partie commande (carte électronique, afficheur,...).

Dans le dernier chapitre, et premier lieu, nous allons présenter les deux logiciels de programmation et de simulation, Flowcode et ISIS Proteus. Et par la suite nous terminons par un programme de simulation capable de contrôler ce type de concentrateur d'oxygène.

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

Chapitre 01 :
Les générateurs d'oxygène

1.1 Introduction

Les concentrateurs d'oxygène sont des appareils industriels appropriés et intéressants pour assurer l'approvisionnement de l'oxygène dans les établissements de santé des pays, notamment là où il n'y a ni bouteilles ni réseau de distribution disponible. Même lorsque les établissements de soins disposent d'oxygène, les patients peuvent n'y avoir qu'un accès limité en raison d'une augmentation de la demande face à une telle crise comme l'épidémie COVID-19 où manque de certains accessoires comme les problèmes de l'alimentation électrique et de la pénurie de personnel dûment formé. La prise en charge des maladies à faible saturation sanguine en oxygène, ce dernier est un élément capital des normes et directives de l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) relatives à ce type de maladies et surtout qui touchent le système respiratoire [2].

1.2 Définition de L'oxygène médicinal

L'oxygène médicinal est un gaz à usage médical ayant le statut de médicament (AMM). De formule O₂ (dioxygène), l'oxygène est un élément constitutif de l'air que nous respirons, à une teneur de 21% [3].

1.3 Méthodes industrielles d'extraction d'oxygène

L'oxygène est produit à partir de l'air ambiant, composé de 78 % d'azote, de 21 % d'oxygène et de gaz rares, argon surtout. Deux techniques sont utilisées, la cryogénie (refroidissement jusqu'à liquéfaction de l'air puis distillation pour isoler l'O₂) et l'adsorption réversible de l'azote par la zéolithe. Il est aussi possible de produire de l'oxygène par hydrolyse d'eau distillée et la société Linde développe depuis peu un appareil, petit, léger et silencieux, mais uniquement pour les patients à domicile [4,5,6,7].

En pratique l'oxygène est délivré, 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) [4,5,6,7].

1.4 Production d'oxygène par procédé PSA

La technique d'adsorption par variation de pression, PSA, est née des recherches de Guerin de Montgareuil et de Skarström qui ont déposé des brevets en 1957 et 1960 [4,5,6,7]. La technologie utilisée pour séparer l'oxygène de l'azote depuis 1964, produisait un mélange de 95 % d'oxygène et 5% d'argon. Selon les fabricants la dénomination des techniques varie : PSA, VSA

(Vacuum Swing Adsorption), VPSA (Vacuum Pressure Swing Adsorption), mais elles reposent toujours sur l'adsorption de l'azote à travers d'un tamis moléculaire sous des variations de pression ; la concentration habituelle d'O₂ obtenue est de 95± 1%, mais il existe aussi des systèmes à hautes performances produisant de l'O₂ à 99 ± 0,2%, et des matériels haut débit pour l'industrie, à 93 ± 3% [4,5,6,7].

1.4.1 Principe de fonctionnement

Le fonctionnement des concentrateurs d'oxygène est basé sur les phénomènes d'adsorption et désorption du tamis moléculaire en fonction du cycle de pression :

- à pression élevée, l'azote de l'air est piégé par le tamis moléculaire (adsorption) ;
- à pression faible, cet azote est relâché (désorption). La désorption est favorisée par l'envoi d'un gaz appauvri en azote à contre-courant (élution) .

Un compresseur aspire l'air ambiant à travers un ensemble de filtres. L'air traverse d'abord un filtre à grosses particules, puis un préfiltre, et enfin un filtre bactérien. Un silencieux est placé à l'entrée du compresseur afin de diminuer le bruit d'aspiration. Un échangeur thermique placé à l'entrée du compresseur diminue 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 entre 2 à 3 bar. L'air comprimé est alors dirigé vers le lit de l'un des deux tamis moléculaires par un système de vanne (figure 1.1). Ici, l'azote de l'air est absorbé. Les flux d'air sont dirigés par une valve de solénoïde à quatre voies commandée par un circuit électronique ou par des paires de pneumo vannes actionnées par une électrovanne pilote [4,5,6,7].

L'unité de production d'oxygène par procédé PSA est constituée : - d'un compresseur d'air; - d'une chaîne de filtration, avec un groupe de réfrigération qui élimine par condensation la majorité de l'eau, évitant de saturer trop rapidement les zéolithes; - d'un réservoir d'air comprimé purifié; - du générateur d'O₂ (= système PSA) constitué [4,5,6,7].

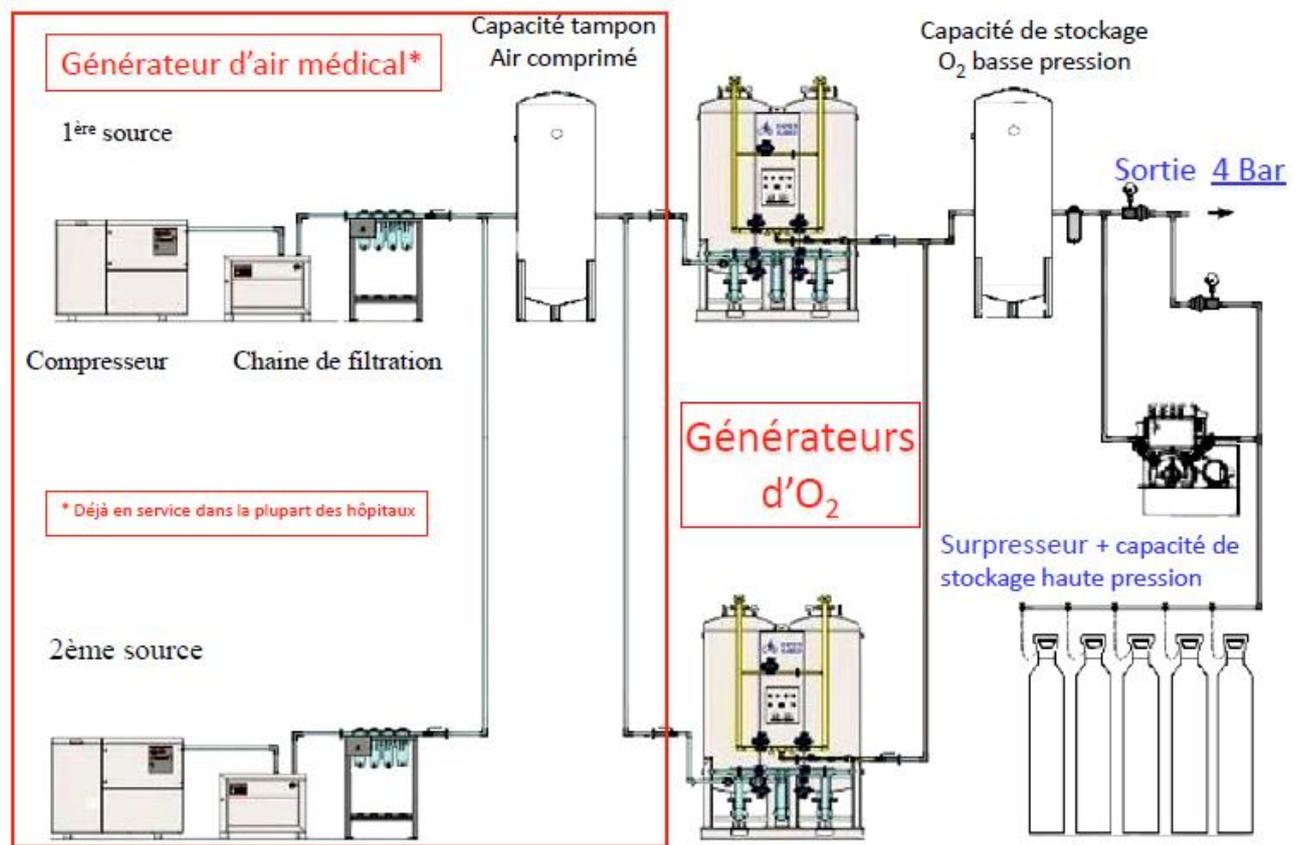


Figure 1.1: Schéma d'un système PSA.

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, l'électrovanne d'équilibrage est momentanément ouverte pour égaliser les pressions entre les deux tamis [4,5,6,7].

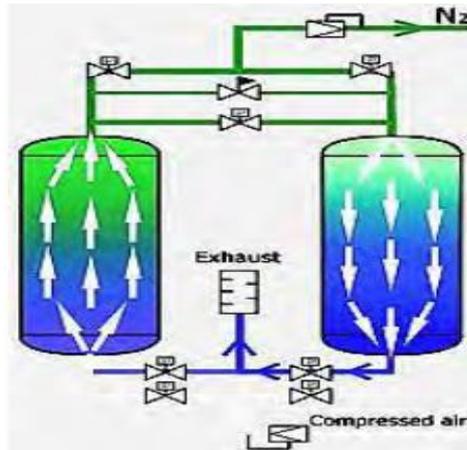


Figure 1.2: Lits de tamis moléculaires.

Un réservoir en aval des tamis stocke l'air enrichi. Cet air, régulé en pression, traverse un débitmètre et un filtre bactérien avant d'être distribué au malade.

1.4.2 Machines utilisées

Les machines utilisées pour d'extraction d'oxygène Unité de purification d'air comprimé (figure1.3), dispositif de séparation d'air, réservoir d'oxygène et d'azote et réservoir tampon [8,9].

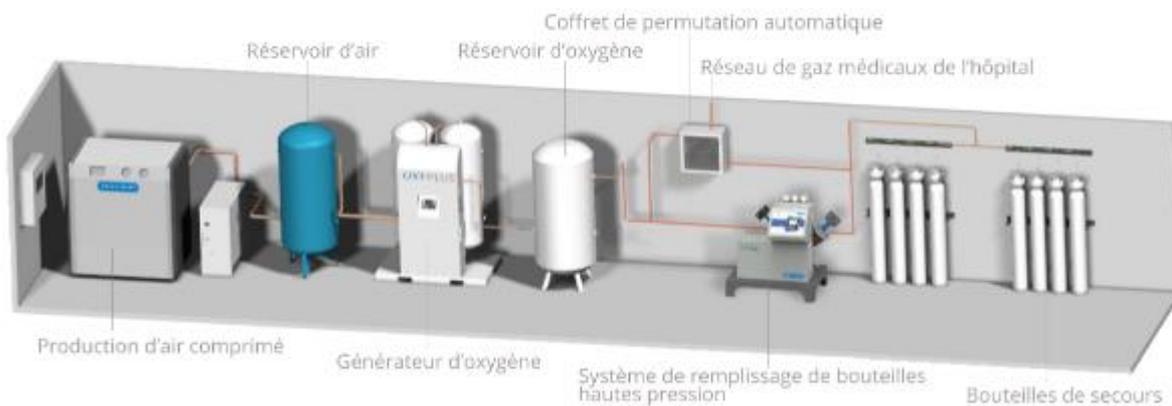


Figure 1.3: Composants de système PSA à grande échelle.

1.4. 2.1 Unités de purification d'air comprimé

Compresseur d'air pour fournir l'air comprimé d'abord dans le composant de purification d'air comprimé, air comprimé par les premiers filtres de canalisation pour enlever plus de pétrole, d'eau et de poussière, puis par la machine de lyophilisation plus loin en plus de l'eau, de l'enlèvement d'huile de filtre fin, dépolluage, et par superfinishing le filtre profond de purification, pour empêcher l'infiltration possible d'huile de trace, assurer la pleine protection pour le tamis moléculaire. Composants rigoureux de purification d'air assurer la vie du tamis moléculaire [8,9].

1.4.2.2 Cuve de stockage d'air

Le rôle du réservoir d'air est de réduire l'écoulement de la pulsation, comme tampon ; De cette façon, la fluctuation de pression du système peut être réduite, et l'air comprimé peut passer par le composant de purification d'air comprimé sans à-coup, afin d'enlever entièrement les impuretés de pétrole et d'eau et réduire la charge du dispositif suivant de séparation de l'oxygène et d'azote de PSA. En même temps, quand la tour d'adsorption est commutée, il fournit également un grand nombre d'air comprimé exigé pour le dispositif de séparation de l'oxygène et d'azote de PSA rapidement à la surpression en peu de temps, de sorte que la pression dans la tour d'adsorption monte bientôt à la pression d'utilisation, assurant le fonctionnement fiable et stable de l'équipement [8,9].

1.4.2.3 Unité de séparation de l'oxygène et d'azote

Il y a deux tours A et B d'adsorption équipés du tamis moléculaire spécial. Quand l'air comprimé propre écrit l'extrémité d'admission de la tour A et traverse le tamis moléculaire à l'extrémité de débouché, le N₂ est adsorbé par lui, et l'oxygène des acheminements des produits de l'extrémité de débouché de la tour d'adsorption. Après une période, le tamis moléculaire dans la tour A adsorbe saturé. Actuellement, un tour arrête automatiquement l'adsorption, l'écoulement d'air comprimé dans la tour de B pour l'absorption d'azote et la production de l'oxygène, et une régénération de tamis moléculaire de tour. La régénération de tamis moléculaire est réalisée en abaissant rapidement la colonne d'adsorption à la pression atmosphérique d'enlever l'azote adsorbé. Les deux tours adsorbent et régénèrent alternativement, séparation complète de l'oxygène et d'azote, et sans interruption oxygène de sortie. Ces processus sont commandés par un contrôleur programmable de logique (PLC). Quand le contenu d'oxygène à l'extrémité de débouché est moins que la valeur réglée, les fonctions de programme de PLC pour exhiler automatiquement la valve, et pour exhiler automatiquement l'oxygène non qualifié pour s'assurer que l'oxygène non qualifié ne coule pas dans le point de gaz. Le bruit est réduit à moins que 75dBA par le silencieux quand le gaz est déchargé [8,9].

1.4.2.4 Réservoir de tampon de l'oxygène

Le réservoir de tampon de l'oxygène est employé pour équilibrer la pression et la pureté de l'oxygène séparées du système de séparation du l'azote-oxygène pour assurer la stabilité de l'approvisionnement en oxygène continu. En même temps, après que le commutateur de la tour d'adsorption, il recharge une partie de sa propre tour d'adsorption de gaz, d'une part pour aider la surpression de tour d'adsorption, mais jouer également un rôle en protégeant le lit, en cours de jeux de travail d'équipement un rôle très important en cours d'aide technologique[8,9].

1.5 Concentrateurs d'oxygène mobiles à poste fixe (stationnaire)

La plupart des concentrateurs d'oxygène à poste fixe (figure 1.4) 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 10 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. La plupart des concentrateurs pour 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 tension et la fréquence du secteur [10,11].



Figure 1.4: Concentrateur d'oxygène à poste fixe (stationnaire).

1.6 Concentrateurs d'oxygène portables

Depuis le début des années 2000, de nombreuses entreprises produisent des concentrateurs d'oxygène portables (figure 1.5). D'une façon générale, ces dispositifs 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. 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 fonctionner en continu et peuvent produire de l'oxygène 24 heures sur 24, tous les jours de la semaine pendant 5 ans ou plus. Ces dispositifs peuvent être utilisés à n'importe quel niveau d'un établissement de soins à des fins d'oxygénothérapie, pour autant qu'il existe une source fiable d'électricité et que les usagers comme le personnel technique en assurent régulièrement le nettoyage et l'entretien. Bien que la plupart d'entre eux fonctionnent selon les mêmes principes, les pièces de rechange ne sont pas interchangeables entre les différents modèles [10,11].



Figure 1.5: Concentrateur d'oxygène portable.

Le tableau 1.1 indique le nom et la fonction des différents composants habituels d'un concentrateur d'oxygène. En général, ils n'ont pas non plus les mêmes interfaces utilisateur, par exemple les commandes de réglage, les voyants lumineux d'alerte et les composants à entretenir [12,13,14].

Composant	Autres noms	Fonction
Caisson	Enceinte, capot, boîtier	Renferme les composants internes du concentrateur
Préfiltre	Filtre de l'enceinte, filtre d'admission de l'air, filtre grossier	Filtre les particules de forte granulométrie pour prolonger la durée de vie du filtre d'admission du compresseur
Filtre d'admission du compresseur	Filtre de protection du compresseur	Filtre les particules fines pour protéger le compresseur et/ou les vannes
Compresseur	Sans objet	Comprime et fait circuler l'air dans le dispositif
Ventilateur	Ventilateur de refroidissement	Facilite la circulation de l'air dans le caisson et refroidit le compresseur
Échangeur de chaleur	Échangeur thermique, serpentin	Dissipe la chaleur engendrée par la compression du gaz
Circuit de contrôle	PCB, circuit imprimé, carte électronique	Analyse l'état du système et contrôle les vannes et le compresseur
Vannes	Vannes à solénoïde, électrovannes, vannes rotatives	Assurent la régulation du flux d'air vers les tamis ou le dispositif d'échappement
Tamis moléculaire	Tamis moléculaire, tamis moléculaire sur colonne, zéolithe	Sépare les gaz de l'air lors de son passage au travers du tamis
Silencieux d'échappement	Silencieux d'évacuation de N ₂	Évacue dans la pièce l'air enrichi en N ₂ en atténuant le bruit
Réservoir de produit	Réservoir, réservoir d'accumulation, réservoir de mélange	Accumule l'oxygène concentré de manière à assurer un courant stable et permanent
Débitmètre	Sélecteur de flux	Permet de régler le débit du gaz
Filtre du produit	Filtre de sortie, filtre fina	Élimine les particules présentes dans le flux gazeux fina
Humidificateur	Humidificateur à bulles, barboteur	Humidifie le gaz avant que le patient l'inhale
Moniteur d'oxygène	Alarme de faible concentration en oxygène, indicateur de la concentration en oxygène, moniteur d'oxygène	Déclenche une alarme lorsque la concentration en oxygène descend en dessous du niveau fixé

Tableau 1.1: Les composants habituels d'un concentrateur d'oxygène et leur fonction.

1.7 Oxygène médical gazeux : bouteilles

1.7.1 Principe

L'oxygène, comprimé à 200 bars (200 fois la pression atmosphérique) permet de stocker sous forme gazeuse un grand volume d'oxygène sous un faible volume [15].



Figure 1.6: Bouteille avec son robinet-détendeur intégré. **Figure 1.7:** Robinets-détendeurs.

1.7.2 Description

L'oxygène stocké sous forme gazeuse est un médicament 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, sa température interne peut s'élever jusque 1700° C, d'où la nécessité d'un entretien régulier (vérification hydraulique chez les fabricants tous les 5 ans).

Le manomètre permet de vérifier la pression de sortie de la bouteille, et le débit litre permet de régler le débit d'O₂ suivant la prescription médicale [15].

1.7.3 Avantages

- Les obus gazeux peuvent être stockés en secours sur de longues périodes sans perte ni entretien.
- Le système est silencieux, et les coûts sont faibles.
- Il n'y a pas d'alimentation électrique, et le risque de panne est très faible.
- Le débit peut être supérieur à 5 L/min.

1.7.4 Inconvénients

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

- Les bouteilles de 3 m³ (B15) doivent être solidement arrimées au mur.

1.7.5 Capacité

Grâce à la pression de compression, le volume d'O₂ gazeux que peuvent libérer les bouteilles est important : 1 litre d'oxygène à 200 bars correspond à 200 litres d'oxygène gazeux

- 3000 litres ou 3 m³ pour les grandes bouteilles de 15 litres (Z15).
- très rarement utilisées car doivent être arrimées solidement au mur.
- 1000 litres ou 1 m³ pour les bouteilles moyennes de 5 litres (Z5).
- 400 litres ou 0,4 m³ pour les petites bouteilles de 2 litres (Z2).

1.8 L'Oxygène médical liquide

1.8.1 Description

L'O₂ est liquéfié en étant porté à une température de -183°C. Ainsi, 1 L d'O₂ liquide représente 860 L d'O₂ gazeux. L'O₂ est ensuite stocké dans une cuve appelée réservoir cryogénique, va se réchauffer et repasser ainsi à l'état de gaz. Un débitmètre permet de délivrer l'O₂ au patient selon la prescription médicale [15].

1.8.2 Avantages

- Grande quantité d'O₂ disponible
- Silencieux
- Déambulation possible avec portable
- Intéressant pour les patients avec une durée d'utilisation importante (18 à 24 heures/jour)
- Pas d'alimentation électrique

1.8.3 Inconvénients

- Règles drastiques de sécurité
- Fuite permanente d'O₂
- Livraison en fonction de la prescription médicale
- Remplissage du portable peu aisé pour certaines personnes âgées.
- Coût.

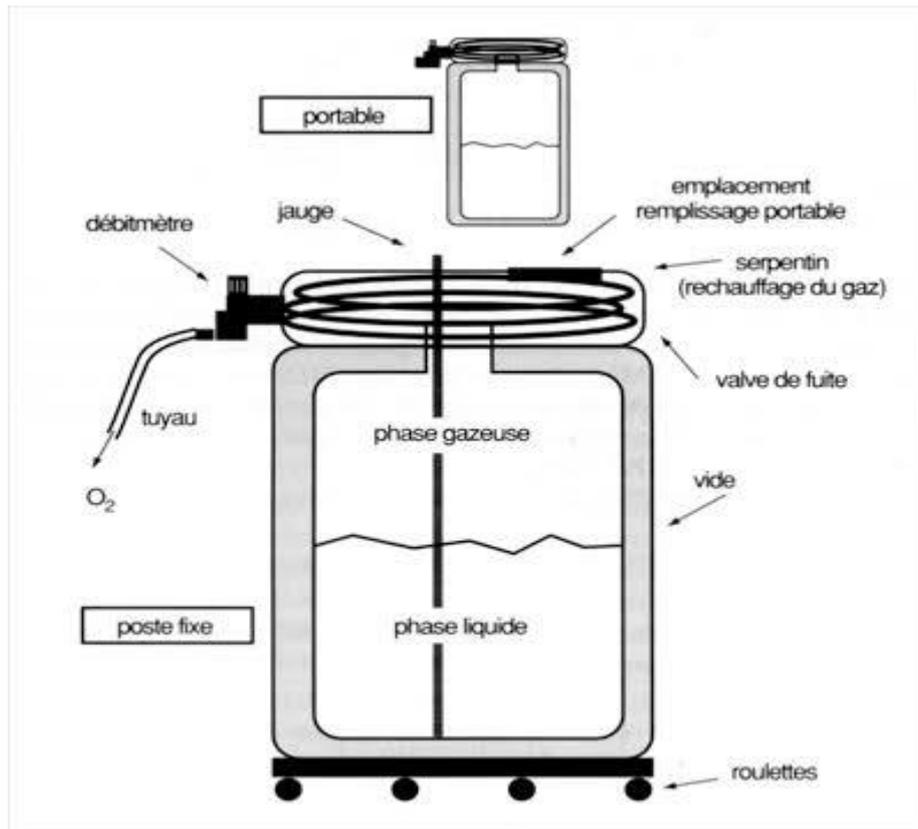


Figure 1.8: Schéma d'une cuve d'un évaporateur d'oxygène liquide et son portable.

1.9 Production d'oxygène par cryogénie

Les deux premiers modes de délivrance, O2 liquide et O2 gazeux en bouteilles, reposent sur une production par cryogénie. Le procédé, qui requiert des températures très basses, est coûteux, consommateur d'énergie et nécessite des usines de production spécialisées[4,5,6,7].

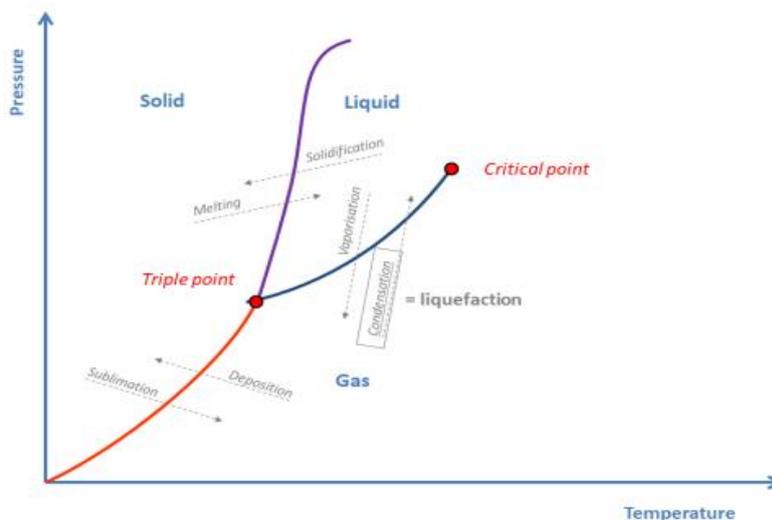


Figure 1.9: Diagramme de phase montrant comment un air peut être liquéfié par perte de chaleur et/ou par pressurisation.

1.9.1 Principe de fonctionnement

Le principe est simple. On comprime, dans un réservoir, de l'air à température ambiante. La température de l'air s'élève. Cet air comprimé est ensuite refroidi à température ambiante puis détendu. Cette opération de détente entraîne un refroidissement et une liquéfaction de l'air. Préalablement l'air a été purifié pour enlever l'humidité, les poussières, les traces d'hydrocarbures. L'air liquéfié est ensuite dirigé vers une grande colonne de distillation, dans laquelle l'oxygène (point de liquéfaction - 183 °C) est séparé de l'azote (point de liquéfaction - 196 °C). Les installations permettent de produire et stocker l'O2 sous forme liquide, de le transporter, à l'aide de camions citernes spéciaux, dans les réservoirs d'O2 alimentant le circuit de distribution des hôpitaux. Le stockage à l'état liquide permet d'emmagasiner de grandes quantités d'oxygène sous un faible volume, puisqu'un litre d'oxygène liquide libère, en se vaporisant, environ 850 litres d'oxygène gazeux à pression et température ambiante [4,5,6,7].

Dans la plupart des pays, l'oxygène fractionné par refroidissement (figure 1.10), est produit uniquement sous forme gazeuse et comprimé dans des obus de taille variable, en général d'une contenance de 7,5 m3 pour les hôpitaux, sous une pression de 150 à 200 bars. Ils s'utilisent avec un détendeur qui réduit la pression de sortie à 3 bars et qui est muni d'un manomètre indiquant la pression résiduelle dans la bouteille. Un débitmètre placé sur le manodétendeur permet de régler le débit d'oxygène.

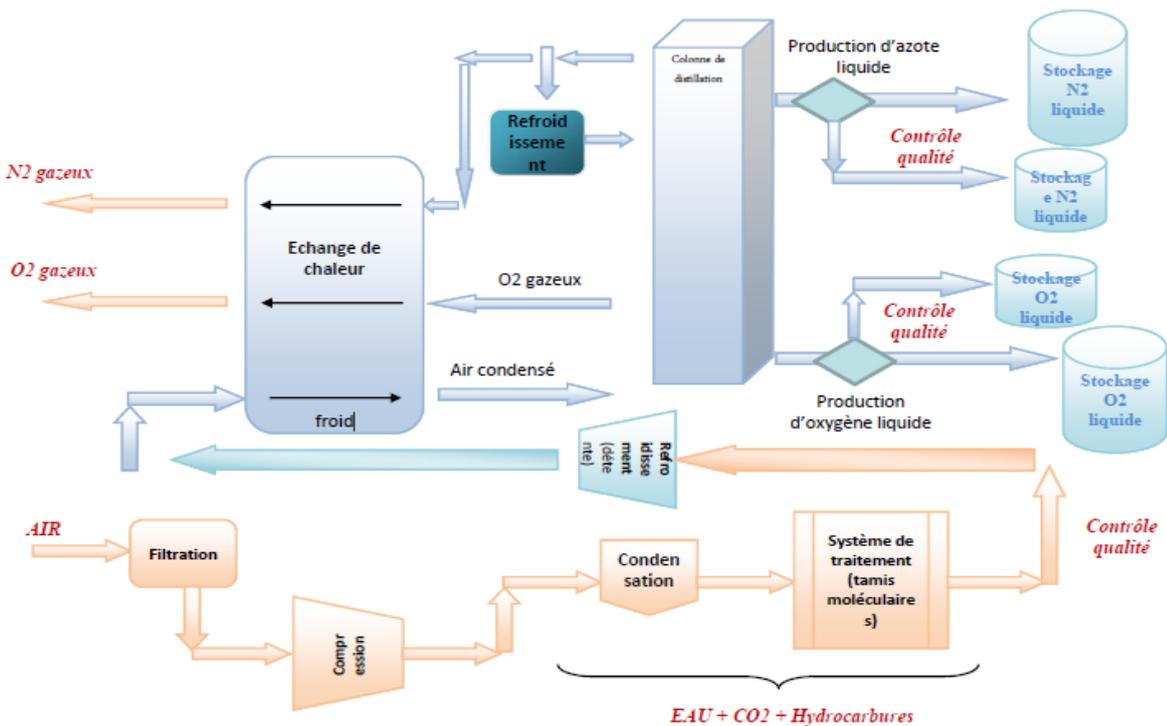


Figure 1.10: Schéma d'un système CRYOGENIE.

1.10 Conclusion

Ce chapitre est basé principalement sur la présentation des méthodes existant dans l'industrie pour d'extractions de l'oxygène selon le matériel utilisé et par le type d'oxygène extraire avec une étude complète de son principe de fonctionnement.

Ces méthodes d'extractions ont été présentées en détails tels que les étapes de production d'oxygène industriel par la méthode de Cryogénique (refroidissement à air liquéfié puis distillation pour séquestrer l'O₂) et la méthode d'adsorption d'azote réversible par zéolithe (PSA), qu'est le principe de fonctionnement des concentrateurs d'oxygène mobiles. Et nous avons appris qu'il existe trois sources d'oxygène, oxygène médical gazeux (concentrateur) et oxygène médical gazeux (bouteilles) et L'oxygène médical liquide.

Chapitre 02:
Concentrateur d'oxygène PSA

2.1 Introduction

Le concentrateur d'oxygène de type PSA est un appareil de production d'oxygène qui utilise la technologie d'Adsorption par inversion de pression pour concentrer l'oxygène à partir de l'air ambiant. Ce concentrateur est une solution fiable et économique de production d'oxygène de bonne pureté sur site [16].

2.2 Principe de fonctionnement

Quelle que soit leur marque, tous les appareils ont le même principe de fonctionnement. L'air atmosphérique est aspiré à travers un préfiltre et un filtre d'admission avant de passer dans un compresseur. L'air sous pression passe dans un échangeur de chaleur pour abaisser sa température avant d'arriver sur des tamis composés de zéolithe, une substance minérale (figure 2.1) qui adsorbe préférentiellement l'azote sous forte pression. Si on réduisait la pression dans le lit de zéolithe, l'azote serait libéré [12,13,14].

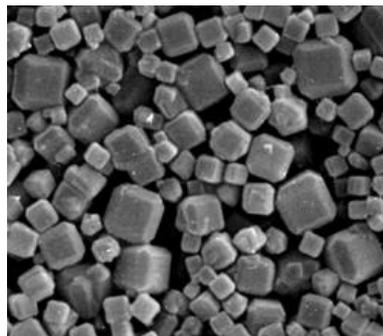


Figure 2.1: Cristaux de zéolithe, vus au microscope électronique.

A haute pression, la zéolithe poreuse adsorbe de grandes quantités d'azote, du fait de sa grande surface et de ses caractéristiques chimiques. Le concentrateur d'oxygène comprime l'air et le fait passer sur la zéolithe, amenant la zéolithe à adsorber l'azote de l'air. Il recueille ensuite le gaz restant, qui est principalement de l'oxygène.

Un concentrateur d'oxygène à un compresseur d'air, deux cylindres 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 zéolithe devient saturée d'azote. Lorsque la première bouteille atteint presque l'oxygène pur (il y a de petites quantités d'argon, de CO₂, 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. La pression dans le premier cylindre diminue à mesure que l'oxygène enrichi entre 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% [12,13,14].

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

Les unités plus anciennes ont fait un cycle pendant une période d'environ 20 secondes et ont fourni jusqu'à 5 litres par minute d'oxygène à +90%. Depuis 1999, des unités capables de fournir jusqu'à 10 l/min sont disponibles.

Les concentrateurs d'oxygène classiques utilisent des tamis moléculaires à deux lits; les concentrateurs plus récents utilisent des tamis moléculaires à plusieurs lits. L'avantage de la technologie multi-lits est la disponibilité et la redondance accrues, car les tamis moléculaires de 10 lpm sont échelonnés et multipliés sur plusieurs plates-formes. Avec cela, plus de 960 lpm peuvent être produits. Le temps de montée en puissance - le temps écoulé jusqu'à ce qu'un concentrateur à plusieurs lits produise de l'oxygène à une concentration > 90% - est souvent inférieur à 2 minutes, beaucoup plus rapide que de simples concentrateurs à deux lits. C'est un gros avantage dans les urgences mobiles. La possibilité de remplir des bouteilles d'oxygène standard (par exemple 50 À 200 bar = 10000 l. Chacune) avec des surpresseurs haute pression, pour assurer le basculement automatique vers les bouteilles de réserve précédemment remplies et pour assurer la chaîne d'approvisionnement en oxygène, par exemple en cas de panne de courant, est donnée avec ces systèmes [12,13,14].

2.3 Spécifications techniques des concentrateurs à domicile

Les spécifications qui suivent définissent les exigences auxquelles doivent répondre les concentrateurs d'oxygène mobiles et portables. À noter que ces spécifications sont destinées à être utilisées conjointement avec la norme actuelle relative aux concentrateurs d'oxygène ISO 80601-2-69:2014, Appareils électro-médicaux - Partie 2-69 : Exigences particulières pour la sécurité de base et les performances essentielles des dispositifs concentrateurs d'oxygène. Sauf indication contraire,

les spécifications qui suivent sont valables pour les conditions normales de température et de pression, c'est-à-dire dans le cas présent une pression de 101,3 kPa et une température de fonctionnement de 20°C.

Aux fins des présentes spécifications, chaque fois que le présent de l'indicatif est utilisé (« doit » ou « doivent »), cela implique que la conformité à l'exigence ou au test est obligatoire ; si en revanche c'est le conditionnel présent qui est utilisé (« devrait » ou « devraient »), cette conformité est recommandée mais non obligatoire; l'emploi du verbe pouvoir (« peut » ou « peuvent ») indique une façon admissible de la respecter; l'expression « norme particulière » fait référence aux exigences requises des concentrateurs d'oxygène par la norme ISO 80601-2-69 :2014) [17,18,19].

- Le concentrateur d'oxygène doit être capable de délivrer un flux gazeux continu avec une concentration en oxygène supérieure à 82%.

NOTE : La plupart des concentrateurs d'oxygène actuellement sur le marché produisent de l'oxygène à une concentration comprise entre 82 % et 96 % en volume lorsqu'ils sont utilisés conformément aux instructions du fabricant. Le sous-paragraphe 201.12.12.4.102 de la norme particulière prescrit que si un concentrateur d'oxygène produit de l'oxygène à une concentration inférieure à 82% en volume, il doit activer une alarme technique de faible priorité avec un signal d'alarme.

-La concentration minimum d'oxygène doit être maintenue dans les conditions suivantes : débit nominal maximal, température de 40°C, humidité relative (HR) de 95 % et valeur de la pression atmosphérique correspondant à une altitude de 2000 m au-dessus du niveau de la mer.

NOTE : Il est particulièrement important de procéder à l'essai des concentrateurs d'oxygène simultanément à la valeur nominale de l'humidité et de la température car la concentration en oxygène peut être sensiblement réduite par une humidité relative élevée, comme c'est le cas dans un environnement non climatisé. Le sous-paragraphe 201.12.1.103 de la norme particulière prescrit de tester les concentrateurs d'oxygène dans les conditions d'utilisation les moins favorables, conformément à ce que spécifient les instructions d'utilisation. Vérifier la conformité aux essais spécifiés dans le sous paragraphe 201.12.1.103 de la norme particulière.

NOTE : Contrairement à la norme ISO 80601-2-69 :2014, la norme ISO839 :2009/ A1 :2012 (désignée dans la suite par norme ISO 8359), n'exigeait pas que les concentrateurs d'oxygène soient testés simultanément dans des conditions données de température et d'humidité relative. Une étude

indépendante a évalué la performance de plusieurs dispositifs couverts par la norme ISO 8359 et constaté que, dans ces conditions, les performances diminuaient avec l'augmentation de la température et de l'humidité [17,18,19].

2.3.1 Régulation du débit

Le concentrateur d'oxygène doit être équipé d'au moins un débitmètre intégré avec régulateur de débit. Si le dispositif est doté de plusieurs débitmètres, chacun d'un doit comporter un régulateur de débit indépendant [17,18,19].

NOTE : il y a des appareils débitant 8 ou 10 l/min dont on ne peut faire descendre le débit qu'à 2 l/min. Dans ce cas, s'il est cliniquement nécessaire d'avoir un débit plus faible, en pédiatrie par exemple, des accessoires supplémentaires sont nécessaires.

Le concentrateur d'oxygène ne doit pas pouvoir délivrer l'oxygène à un débit supérieur au débit nominal maximum.

NOTE : En aspirant à un débit supérieur à celui qui a été prévu par le fabricant, on risque de réduire les performances des tamis moléculaires avec pour conséquence une concentration trop faible en oxygène. Cela peut conduire à remplacer ces tamis plus tôt que prévu, une opération qui ne peut être exécutée que par un technicien dûment formé.

Le débitmètre doit assurer une régulation permanente du débit et comporter des graduations à intervalles d'au moins 0,5 l/min, allant de 10 l/min jusqu'à la valeur nominale maximale.

Le concentrateur d'oxygène doit être capable de fournir une pression d'au moins 55 kPa pour toutes les valeurs du débit et jusqu'à sa valeur nominale maximale.

NOTE : Une telle valeur est nécessaire pour compenser les chutes de pression dues à une longue tubulure d'alimentation en oxygène. Dans la pratique clinique, on applique une contrepression lorsqu'on utilise des séparateurs de flux ou que d'autres accessoires pour l'administration de l'oxygène sont reliés à l'embout de sortie du concentrateur.

2.3.2 Indicateurs et alarmes

L'indicateur d'oxygène doit se déclencher lorsque la concentration en oxygène passe en dessous de 82 % [17,18,19].

NOTE : le moniteur d'oxygène est utile pour savoir à quel moment il faut effectuer un entretien ou procéder à la maintenance de l'appareil. Un concentrateur d'oxygène défectueux peut quelquefois

encore produire de l'oxygène plus concentré que dans l'air ambiant, mais à une concentration inférieure à 82%.

Le concentrateur d'oxygène doit comporter des alarmes capables d'alerter l'utilisateur en cas de dysfonctionnement, par exemple: Faible concentration en oxygène (< 82 %).

- Interruption du flux gazeux
- Pression trop forte/ trop faible
- Batterie faible
- Panne d'alimentation électrique
- Température excessive

NOTE : les alarmes ci-dessus sont utiles pour savoir à quel moment il faut effectuer un entretien ou procéder à la maintenance de l'appareil. Elles peuvent également indiquer la nature de l'entretien à effectuer, notamment s'il faut changer le préfiltre ou s'il y a un blocage de la circulation des gaz. Le manuel d'utilisation fourni par le fabricant doit donner des indications pour le dépannage.

Le concentrateur d'oxygène doit comporter un compteur horaire qui enregistre la durée totale de fonctionnement du dispositif.

2.3.3 Embouts de sortie

Le concentrateur d'oxygène doit comporter au moins un embout de sortie permettant de le relier directement à la tubulure d'alimentation en oxygène.

Les embouts de sortie doivent être cannelés et encastrés ou confectionnés dans un matériau difficile à plier ou à casser afin d'éviter tout dommage.

NOTE : Lorsqu'on déplace un concentrateur dans une pièce ou d'une pièce à une autre, l'appareil peut heurter ou accrocher d'autres objets de sorte qu'un embout de sortie en plastique peu résistant ou qui fait saillie risque d'être rapidement brisé.

NOTE : Un embout de sortie bien conçu est capital pour l'utilisation efficace et sans danger d'un dispositif médical. Compte tenu des moyens disponibles dans les pays en développement, il est préférable d'utiliser un système à cannelures pour éviter une mauvaise fixation à de la tubulure d'alimentation en oxygène.

2.3.4 Caisson

Le concentrateur d'oxygène doit comporter un préfiltre pour éviter que des poussières ou des saletés ne pénètrent dans l'enceinte et dans l'entrée d'air du circuit.

Tous les filtres que l'utilisateur peut retirer doivent également pouvoir être nettoyés. Des instructions pour leur nettoyage doivent figurer dans le mode d'emploi du concentrateur.

Le caisson doit être muni de roulettes pour permettre de déplacer le concentrateur d'oxygène d'une pièce à l'autre [17,18,19].

NOTE : Il est recommandé d'utiliser un dispositif léger, pesant moins de 27 kg (d'après le poids moyen des appareils actuels). Pour éviter qu'il ne se déplace tout seul, l'idéal est de le munir de freins.

Pendant son fonctionnement, le concentrateur d'oxygène ne doit pas générer un bruit supérieur à 50 dB (A).

NOTE : Le sous-paragraphe 201.9.6.2.1.101 de la norme particulière donne des instructions pour la mesure du niveau de pression acoustique, basées sur les méthodes qui figurent dans la norme ISO 3744. Il est essentiel que le niveau de bruit soit acceptable par le patient et ne nuise pas à son confort. Dans le cas de dispositifs branchés pendant le sommeil, il est souhaitable de réduire le bruit le plus possible. Il est admis que les concentrateurs d'oxygène peuvent avoir un pic de bruit et un niveau de bruit constant. On estime que c'est le pic de bruit qui a le plus de chances d'être gênant pour le patient lorsque la machine est utilisée en continu.

2.3.5 Source d'énergie

Le concentrateur d'oxygène doit avoir une efficacité énergétique d'au moins 70 W/l.min-1.

NOTE : Les concentrateurs d'oxygène à poste fixe consomment beaucoup d'énergie ; environ 300 à 600 W. Les besoins en énergie seront donc importants si le dispositif est utilisé en continu pendant plusieurs jours, voire plusieurs semaines.

Le concentrateur d'oxygène doit être muni d'une prise de courant mâle qui soit compatible avec les prises femelles de l'établissement de soins et du pays où le dispositif sera installé [17,18,19].

NOTE : les exigences du concentrateur en termes d'alimentation électrique devraient figurer sur le caisson car ces dispositifs sont disponibles pour plusieurs valeurs de la tension et de la fréquence. Les documents d'achat devraient également préciser ces exigences, notamment la tension, la fréquence et le type de prise nécessaire.

2.4 Principe de fonctionnement

Les concentrateurs sont des appareils qui filtrent l'oxygène de l'air ambiant et le délivre sous forme concentrée aux patients (figure 2.2) [20].

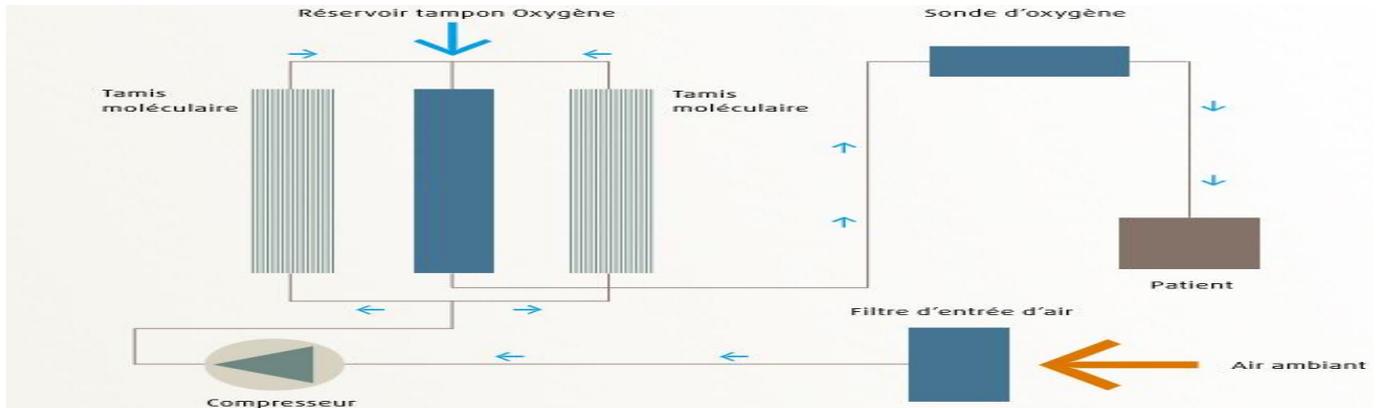


Figure 2.2: Principe de fonctionnement d'un concentrateur fixe.

-L'air ambiant est aspiré et comprimé au moyen d'un compresseur. L'air comprimé est comprimé 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.

2.5 Etude réelle d'un concentrateur d'oxygène (plusmed)

2.5.1 Présentation du produit

Le concentrateur d'oxygène médical plusmed 5L (figure 2.3) est un appareil qui extrait l'oxygène de l'air atmosphérique. Il s'agit généralement d'un tamis moléculaire alimenté électriquement (zéolite artificielle) utilisé pour séparer l'azote de l'air ambiant. Il pourrait être largement appliqué dans les hôpitaux à tous les niveaux, les cliniques, les centres de santé et les soins infirmiers familiaux, les soins de santé pour les personnes âgées, les travailleurs psychiatriques et les étudiants, etc. Appareil d'oxygénothérapie par eux-mêmes après avoir lu ce manuel d'utilisation. Le concentrateur d'oxygène à domicile peut alimenter 1 patient, avec un flux d'oxygène régulier, sûr et fiable, à faible coût et à débit réglable. Cet appareil est décomposé en deux grandes parties, la partie commande et la partie opérative [21,22].



Figure 2.3: Concentrateur d'oxygène plusmed.

2.5.1.1 Partie commande

Cette partie (figure 2.4), contient les éléments nécessaires qui effectuent les opérations de traitement, calcul et transmet les ordres à la partie opérative tels que la carte de commande à base d'un microcontrôleur, l'afficheur et les boutons. Cette partie reçoit les informations de la partie opérative, les traite et les renvoie vers la partie opérative encore une fois.



Figure 2.4: L'interface de la partie commande du concentrateur d'oxygène plusmed.

a- Afficheur graphique LCD

C'est un afficheur graphique LCD de type 128*64, qu'affiche les informations suivantes :

- S. Times (Switch Times): Il est calculé par le nombre de fois que vous avez allumé la machine
- O.P.Mpa (pression de fonctionnement): il montre la pression de fonctionnement dans l'appareil
- O.Time (temps de fonctionnement): Il est calculé en minutes, se réfère au temps de fonctionnement actuel
- Temps d'accumulation (temps de fonctionnement accumulé): il indique le nombre d'heures de fonctionnement de la machine à oxygène

Après avoir démarré le concentrateur d'oxygène domestique, l'écran LCD s'allume et il revient en mode économiseur d'écran dans 15 minutes, mais si vous appuyez sur la touche droite pendant le travail, l'écran sera à nouveau éclairé [21,22].

b. Lampes indicatrices

P.O : Interrupteur d'alimentation (voyant vert): Si la machine à oxygène est connectée à l'électricité, elle sera verte

P.F : Panne de courant (lampe rouge): Cela signifie une alarme de panne de courant, quand aucune électricité, fusible endommagé, le voyant rouge s'allumera et une alarme sonore en attendant.

L.P : Basse pression (lampe jaune): alarme de basse pression, signifie que lorsque la pression du système intérieur est inférieure à 0,12, le voyant sera rouge et vous pouvez entendre une alarme continue, cela signifie qu'il y a une fuite d'air dans la machine [21,22].

c- Carte électronique de commande

Les composants de cette carte sont donnés par la suite :

-Capteur de pression (MPS-2108-030) : ce capteur peut mesurer une pression jusqu'à 206 Kpa, pour plus de détail voir l'annexe.

.-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.

-Amplificateur opérationnel(LM324D) : utilisé pour le conditionnement de signal du capteur de pression.

-3 Optocoupleurs (PC817).

- 3 transistors (BD243C(NPN)).
- Relai électromagnétique (SRD-S-112D).
- Pont redresseur.

2.5.1.2 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), les actionneurs (moteur de compresseur), humidificateur, les filtres et deux tamis moléculaire. La figure 2.5 ci-dessous présente une vue globale de cette partie (P.O).

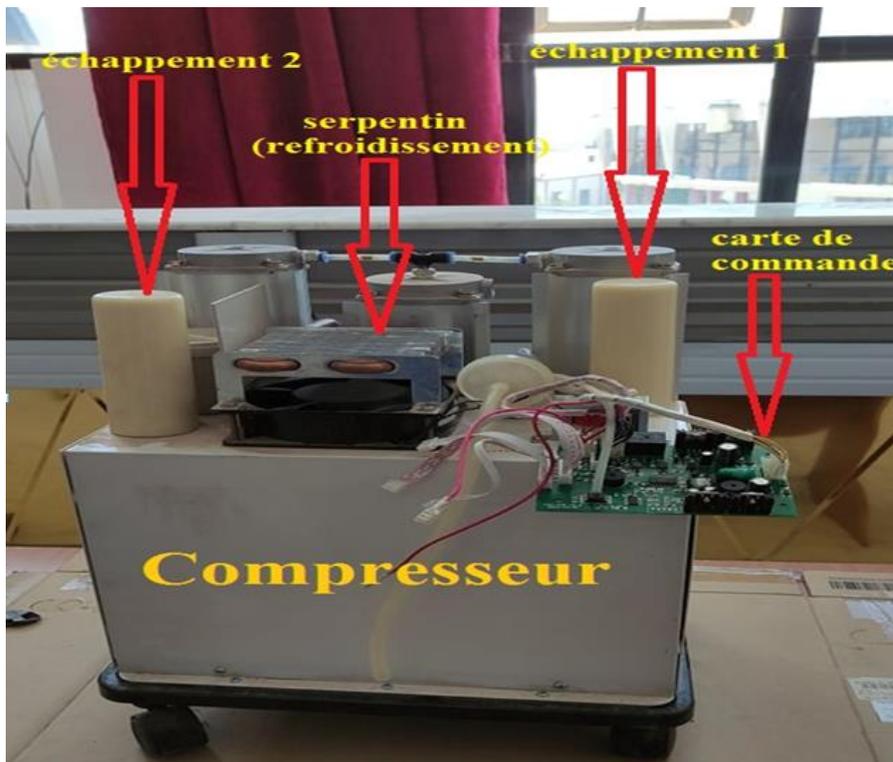


Figure 2.5: Vue globale de la partie opérative de concentrateur plusmed.

a-Filtre d'entrée d'air

Le filtre est la première étape du filtrage de l'air entrant dans le concentrateur à oxygène [23,24,25].



Figure 2.6: Filtre d'entrée d'air de concentrateur plusmed.

s'utilise afin d'empêcher des cheveux ou la poussière se trouvant dans l'air entrant de pénétrer dans le concentrateur d'oxygène.

Ce filtre se place dans le caisson arrière du concentrateur à l'entrée d'air. Ainsi, l'oxygène entrant passe par ce filtre d'entrée d'air qui enlève les grandes particules d'air.

b. Humidificateur

L'humidificateur est conçu pour maintenir un certain degré d'humidité provenant de l'oxygène fourni par le concentrateur d'oxygène. Il est utilisé avec un adaptateur pour le connecter à un concentrateur [23,24,25].



Figure 2.7: Humidificateur de concentrateur plusmed.

c-Deux tamis moléculaire

Deux bouteilles fermées (figure 2.8) de même taille reçoivent de l'air comprimé puis tournent pour obtenir de l'oxygène.

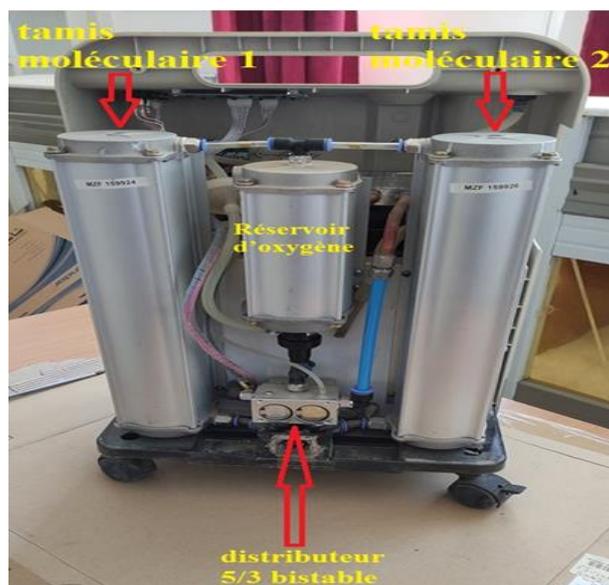


Figure 2.8: Vue arrière de concentrateur plusmed.

Le zéolithe est un minéral 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 minéral [26,27].



Figure 2.9: La forme de zéolithe.

d-Réservoir d'oxygène

C'est un petit cylindre (figure 2.8) au milieu des deux flacons, son rôle est de stocker de l'oxygène pur.

e-distributeur 5/3 bistable

Pour assurer la distribution du flux d'air vers les tamis ou le dispositif d'échappement le concentrateur plusmed utilise un distributeur 5/3 bistable (figure 2.8).

f. Compresseur à deux pistons

Le compresseur utilisé par cet appareil, est un compresseur silencieux sans huile et qu'approuvé médicalement pour fournir de l'air à un patient.

Un compresseur à double piston commun fonctionne comme un simple piston. La seule vraie différence est qu'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 [23,24,25].



Figure 2.10: Compresseur à deux pistons.

g. Echappements

C'est l'un des composants importants du concentrateur d'oxygène (figure 2.5). Cet organe est utilisé pour réduire le bruit et la pollution des gaz, et il fonctionne comme un filtre à gaz ainsi qu'un filtre à azote.

h. Filtre de sortie

Est un filtre à air à haut rendement situé à l'intérieur du condenseur à la sortie d'oxygène. Le nom de filtre s'applique aux appareils capables de filtrer au moins 99,97% des particules d'un diamètre supérieur ou égal à $0,3 \mu\text{m}$. Un filtre de sortie qui élimine les petites particules d'air résiduelles fonctionne [23,24,25].



Figure 2.11: Filtre de sortie.

i- Serpentin (refroidissement)

Les serpentins (figure 2.5) en inox est cuivre permettent un refroidissement rapide.

Les serpentins d'immersion sont plus simples à entretenir que les refroidisseurs à plaque et permettent un refroidissement rapide et efficace. Leur inconvénient principal par rapport au refroidisseur à plaques est la consommation supérieure en eau.

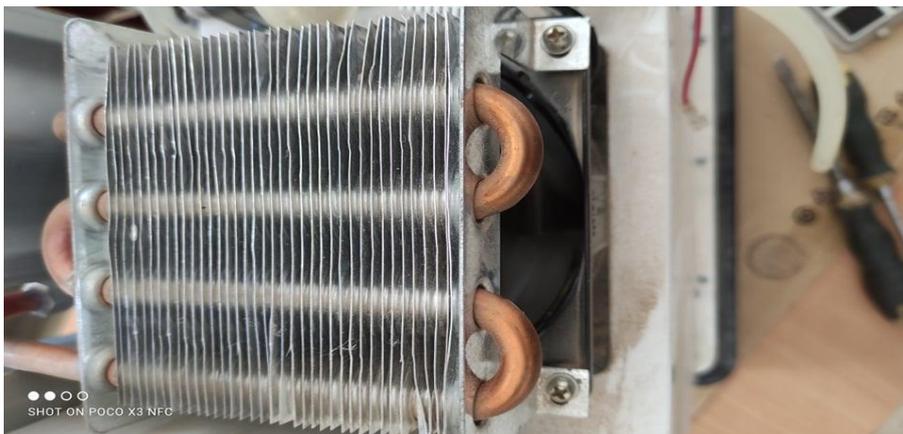


Figure 2.12: Serpentin de refroidissement.

2.6 Conclusion

Ce chapitre est consacré à fournir une étude approfondie de principe de fonctionnement des concentrateurs d'oxygène de type PSA. Cette étude à chaque fois est liée aux spécifications techniques exigées par des normes internationales pour la fabrication des concentrateurs d'oxygène. Et par la suite, nous avons également étudié un concentrateur PSA mobile réel de la marque plusmed en détail de la partie commande et la partie opérative, dont le but de proposer un programme de simulation dans le chapitre trois suivant.

Chapitre 03 :
**Automatisation de concentrateur
d'oxygène Plusmed 5L**

3.1 Introduction

La carte électronique qui représente la partie commande est le cerveau principal pour l'automatisation de notre concentrateur d'oxygène. Il contient des interfaces d'entrée/sortie et un microcontrôleur PIC pour assurer le contrôle de la partie commande opérative de concentrateur d'oxygène.

Ce chapitre est consisté à la simulation de la commande de concentrateur d'oxygène plusmed. Dans la première partie nous allons exposer brièvement les notions de base des microcontrôleurs PIC qui représente l'élément le plus important de hardware, par contre la deuxième partie de ce chapitre est consacré à la présentation des logiciels de programmation graphique Flowcode et de simulation ISIS Proteus.

Dans la dernière partie, nous allons simuler notre concentrateur on prend en considération le cahier de charge de fonctionnement d'un concentrateur d'oxygène.

3.2 Les PICs de Microchip

3.2.1 Définition de PICs

Les PICs sont des microcontrôleurs à architecture RISC (Reduce Instructions Construction Set), ou encore composant à jeu d'instructions réduit. L'avantage est que plus on réduit le nombre d'instructions, plus leur décodage sera rapide ce qui augmente la vitesse de fonctionnement du microcontrôleur. La famille des PICs est subdivisée en 3 grandes familles : La famille Base-Line, qui utilise des mots d'instructions de 12 bits, la famille Mid-Range, qui utilise des mots de 14 bits (et dont font partie la 16F84 et 16F876), et la famille High-End, qui utilise des mots de 16 bits. Les PICs sont des composants STATIQUES, Ils peuvent fonctionner avec des fréquences d'horloge allant du continu jusqu'à une fréquence max spécifique à chaque circuit. Un PIC16F876- 04 peut fonctionner avec une horloge allant du continu jusqu'à 4 MHz. Nous nous limiterons dans ce document à la famille Mid-Range et particulièrement au PIC 16F876, sachant que si on a tout assimilé, on pourra facilement passer à une autre famille, et même à un autre microcontrôleur (tableau 3.1).

Il est généralement moins puissant qu'un microprocesseur en terme de rapidité ou de taille mémoire, il se contente le plus souvent d'un bus 8 ou 16 bits. Ceci en fait un composant très bon marché parfaitement Adapté pour piloter les applications embarquées dans de nombreux domaines

d'application. Je pense qu'on ne se tromperait pas beaucoup si on affirme qu'aujourd'hui il y'a un microcontrôleur (\pm grand) dans chaque équipement électronique [28,29,30]:

- Informatique (souris, modem ...)
- Vidéo (Appareil photos numérique, caméra numérique ...)
- Contrôle des processus industriels (régulation, pilotage)
- Appareil de mesure (affichage, calcul statistique, mémorisation)
- Automobile (ABS, injection, GPS, airbag)
- Multimédia (téléviseur, carte audio, carte vidéo, MP3, magnétoscope)
- Téléphones (fax, portable, modem)
- Electroménager (lave-vaisselle, lave-linge, four micro-onde)

PIC	FLASH	RAM	EEPROM	I/O	A/D	Port //	Port Série
16F870	2K	128	64	22	5	NON	USART
16F871	2K	128	64	33	8	PSP	USART
16F872	2K	128	64	22	5	NON	MSSP
16F873	4K	192	128	22	5	NON	USART/MSSP
16F874	4K	192	128	33	8	PSP	USART/MSSP
16F876	8K	368	256	22	5	NON	USART/MSSP

Tableau 3.1 : Différents circuit de la famille 16F87X.

3.2.2 Le PIC 16F876

3.2.2.1 Définition de PIC 16F876

16F876 dont le numéro 16 signifie qu'il fait partie de la famille "MID-RANGE", est la famille de PIC qui travaille sur des mots de 14 bits (figure 3.1).

La lettre F indique que la mémoire programme de ce PIC est de type "Flash".

Les trois derniers chiffres permettent d'identifier précisément le PIC, ici c'est un PIC de type 876.

La référence 16F876 peut avoir un suffixe du type "-XX" dans lequel XX représente la fréquence d'horloge maximale que le PIC peut recevoir [28,29,30].

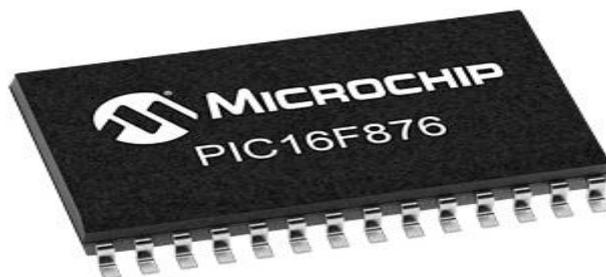


Figure 3.1: PIC 16F876.

3.2.2.2 Les éléments essentiels du PIC 16F876

- Une mémoire programme de type EEPROM flash de 8K mots de 14 bits,
- Une RAM donnée de 368 octets,
- Une mémoire EEPROM de 256 octets,
- Trois ports d'entrée sortie, A (6 bits), B (8 bits), C (8 bits),
- Convertisseur Analogiques numériques 10 bits à 5 canaux,
- USART, Port série universel, mode asynchrone (RS232) et mode synchrone
- SSP, Port série synchrone supportant I2C
- Trois TIMERS avec leurs Prescalers, TMR0, TMR1, TMR2
- Deux modules de comparaison et Capture CCP1 et CCP2
- Un chien de garde,
- 13 sources d'interruption,
- Générateur d'horloge, à quartz (jusqu' à 20 MHz) ou à Oscillateur RC
- Protection de code,
- Fonctionnement en mode sleep pour réduction de la consommation,
- Programmation par mode ICSP (In Circuit Serial Programming) 12V ou 5V,
- Possibilité aux applications utilisateur d'accéder à la mémoire programme,
- Tension de fonctionnement de 2 à 5V,
- Jeux de 35 instructions

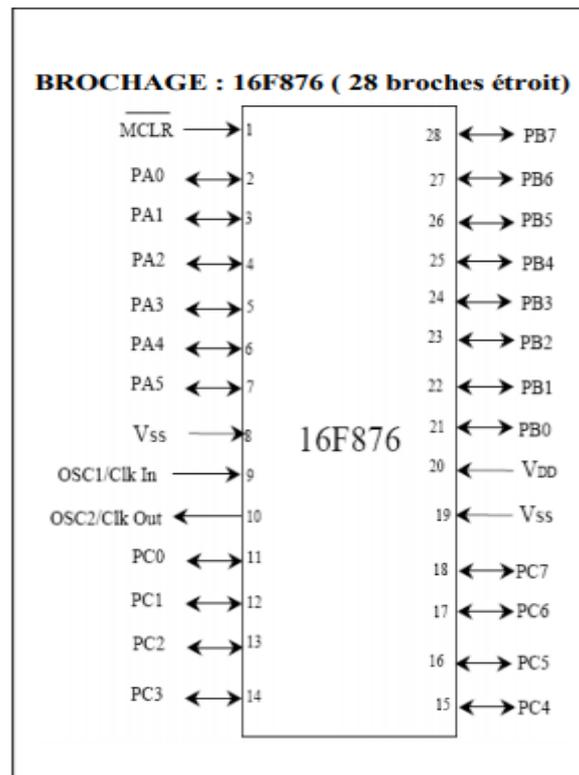


Figure 3.2: Les éléments constitutifs du PIC 16F876.

Remarque :

Le port D (8 bits) et le port E (3 bits) ne sont pas disponibles sur 16F876.

3.3 Logiciel Flowcode

3.3.1 Définition de Flowcode

Flowcode est un logiciel de programmation graphique permettant, à partir de la saisie d'algorigrammes, de créer des programmes pour les microcontrôleurs de la famille des PICmicro® de Microchip. Une fois l'algorigramme élaboré, Flowcode permet de simuler et visualiser le comportement du programme en découlant, avant de le traduire en langage C, de le compiler en hexadécimal et de le transférer dans le microcontrôleur cible [31].

3.3.2 Présentation du logiciel

L'environnement Flowcode consiste en une aire de travail essentiellement graphique, dans laquelle s'affichent (figure 3.3) :

- trois barres d'outils : la barre d'outils de menus (1), les barres d'icônes de commandes (2) et des composants (3),

- l'algorithme ou ordiogramme (4), qui se décompose en plusieurs fenêtres s'il comporte des sous-programmes (5),
- des fenêtres spécifiques pour montrer les composants attachés (regroupés dans un panneau de simulation) (6) et leurs propriétés (7), l'état du microcontrôleur, l'état des variables en mode simulation...

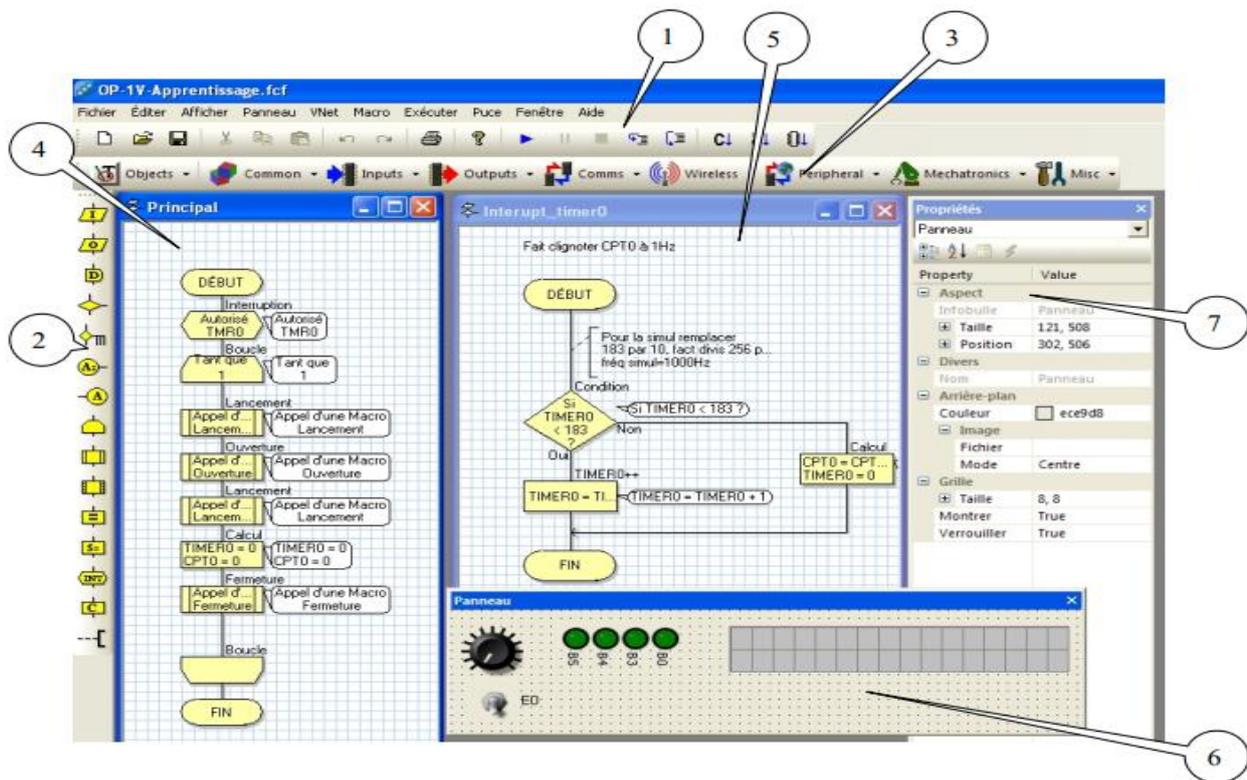


Figure 3.3: Présentation du logiciel.

3.4 Logiciel Proteus (ISIS)

Proteus est une suite logicielle destinée à l'électronique. Développé par la société Labcenter Electronics, les logiciels inclus dans Proteus permettent la CAO dans le domaine électronique. Deux logiciels principaux composent cette suite logicielle: ISIS, ARES, PROSPICE et VSM [32].

3.4.1 ISIS

Le logiciel ISIS de Proteus est principalement connu pour éditer des schémas électriques. Par ailleurs, le logiciel permet également de simuler ces schémas ce qui permet de déceler certaines erreurs dès l'étape de conception. Indirectement, les circuits électriques conçus grâce à ce logiciel peuvent être utilisés dans des documentations car le logiciel permet de contrôler la majorité de l'aspect graphique des circuits [32].

3.5 Concentrateur d'oxygène plusmed

3.5.1 Cahier de charge

Le concentrateur d'oxygène plusmed adopte le principe d'absorption de presssure 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 et la pression) et une commande se d'éclanche automatiquement pour contrôler les deux bobines en mode alterné, chaque une prend à peu près 2.5 sec dont le but d'assurer le filtrage d'air atmosphérique par les deux tamis moléculaire de ziolith.

Deux alarmes déclenchent en fonction de la pression min et max de l'air débité au patient [33].

3.5.2 Caractéristiques de la commande

* Concentration en oxygène : $93\% \pm 3$.

* Débit d'oxygène : 0-5 litres/minute.

*Pression acceptable de sortie: 40-70 kpa.

*Affichage le nombre d'heure et la pression sur l'écran graphique GLCD.

* Alarmes :

- Alerte à la haute pression.

- Alarme de basse pression.

3.6 L'organigramme

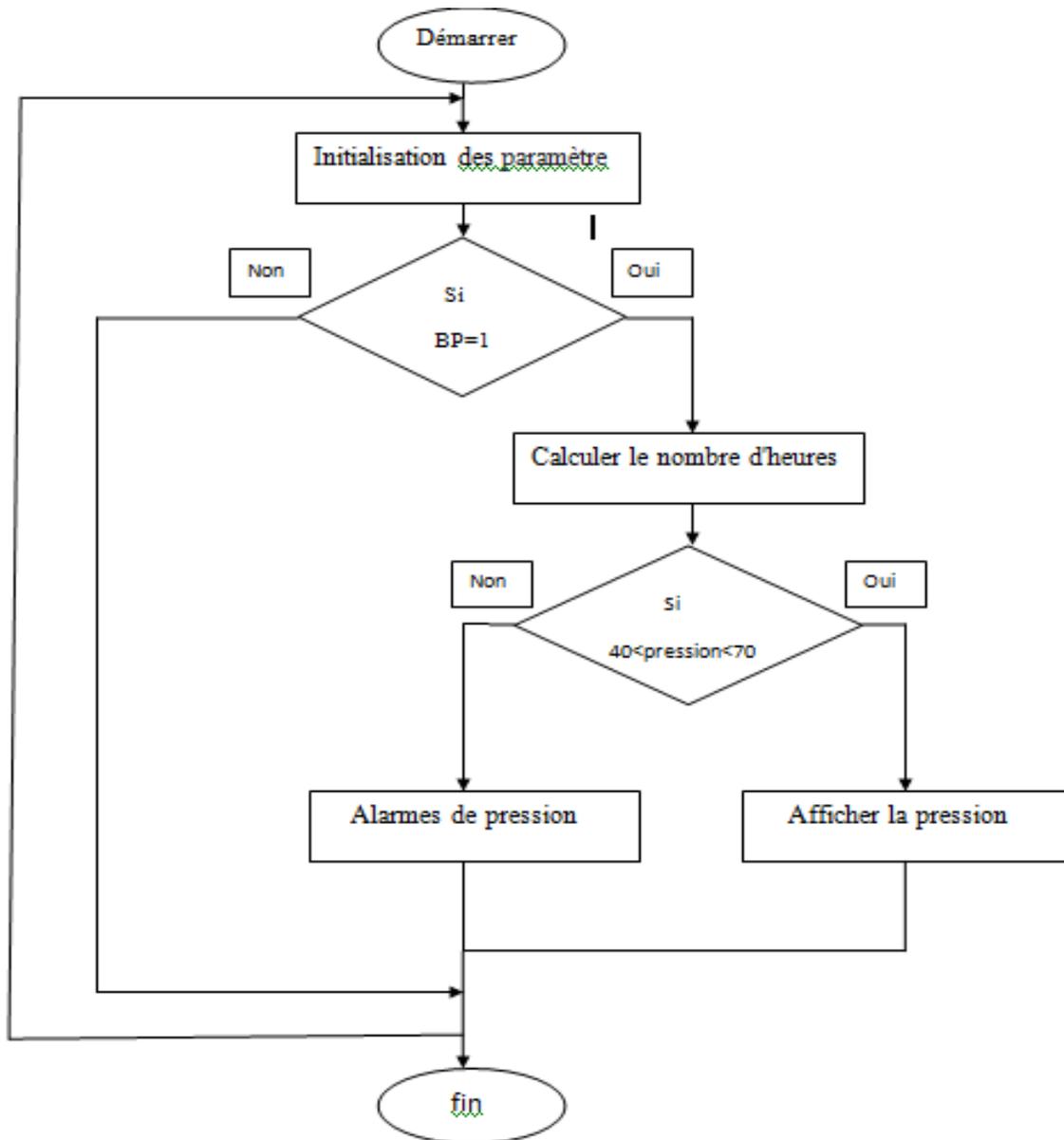


Figure 3.4: Organigramme d'un système.

Le but de cet organigramme est de montrer le principe de fonctionnement d'un concentrateur d'oxygène. L'élément le plus important ici est le capteur de pression qu'est remplacé par potentiomètre de 5V.

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

- l'afficheur s'allume est affiche le nombre d'heure de travail et la pression de l'air.

Calcul des intervalles de la pression

La valeur de la pression est convertie en tension et les seuils sont calculés par la méthode suivante :

$$\text{pression_max} = 206 \text{ kPa} \leftrightarrow \text{tension_max} = 3,647 \quad (3.1)$$

Calcul de la seuil une de la tension pour une pression=40Kpa

Donc :

$$\text{tension2} = \frac{\text{pression2} \times \text{tension_max}}{\text{pression_max}} = \frac{40 \times 3.647}{206} = 0.708V \quad (3.2)$$

Calcul de la deuxième seuil de la tension pour une pression=70Kpa

Donc :

$$\text{tension3} = \frac{\text{pression3} \times \text{tension_max}}{\text{pression_max}} = \frac{70 \times 3.647}{206} = 1.239V \quad (3.3)$$

Donc :

$0 \text{ kpa} < \text{pression} < 40 \text{ kpa} \rightarrow 0V < \text{tension} < 0.708V$ qui donne une alarme de faible pression

$40 \text{ kpa} < \text{pression} < 70 \text{ kpa} \rightarrow 0.708V < \text{tension} < 1.239V \rightarrow$ pression acceptable

$70 \text{ kpa} < \text{pression} < 206 \text{ kpa}, 1.239V < \text{tension} < 3.647V \rightarrow$ alarme haute pression

- Si la tension est inférieure à 0.708V qui correspond 40Kpa, une alarme se déclenche (LED1 en rouge s'allume).

- Si la tension est entre $0.708V < \text{tension} < 1.239V$ (70Kpa), la LED2 en vert s'allume.

- Si la tension est entre $1.239V < \text{tension} < 3.647V$, une alarme se déclenche (la LED3 en rouge s'allume).

-La LED 4 elle reste toujours allumée et indique le fonctionnement du compresseur.

-LED5 et LED6 s'allument alternativement avec un temps de 2.5 sec pour chaque une et qui représentent les deux bobines de distributeur (commande les deux tamis moléculaire).

3.7 Programme avec Flowcode

Les figures ci-dessous représentent quels que parties de notre programme de commande sous logiciel Flowcode.

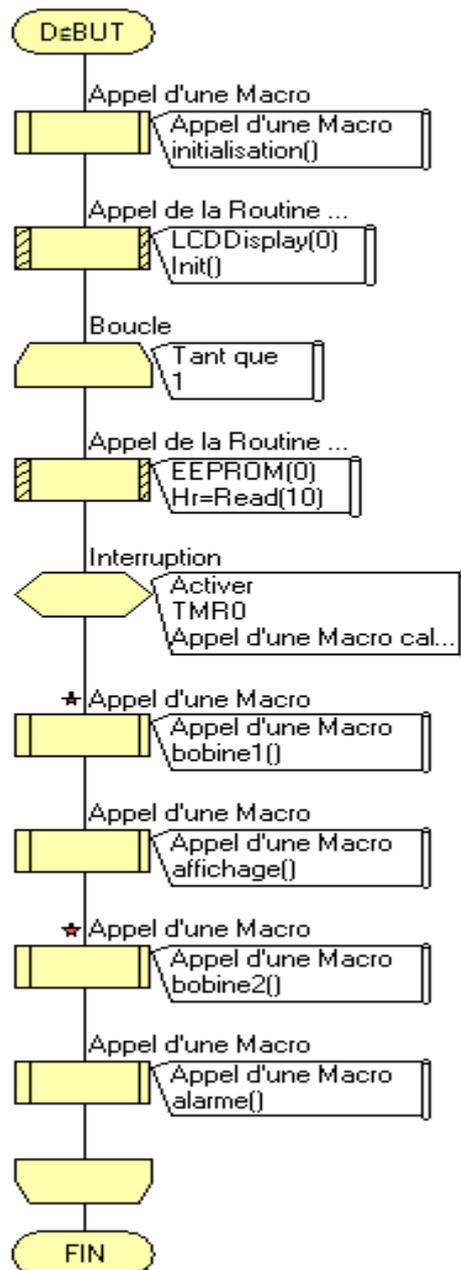


Figure 3.5: Programme sur Flowcode.

La figure ci-dessous représente l'interface globale de notre programme Flowcode.

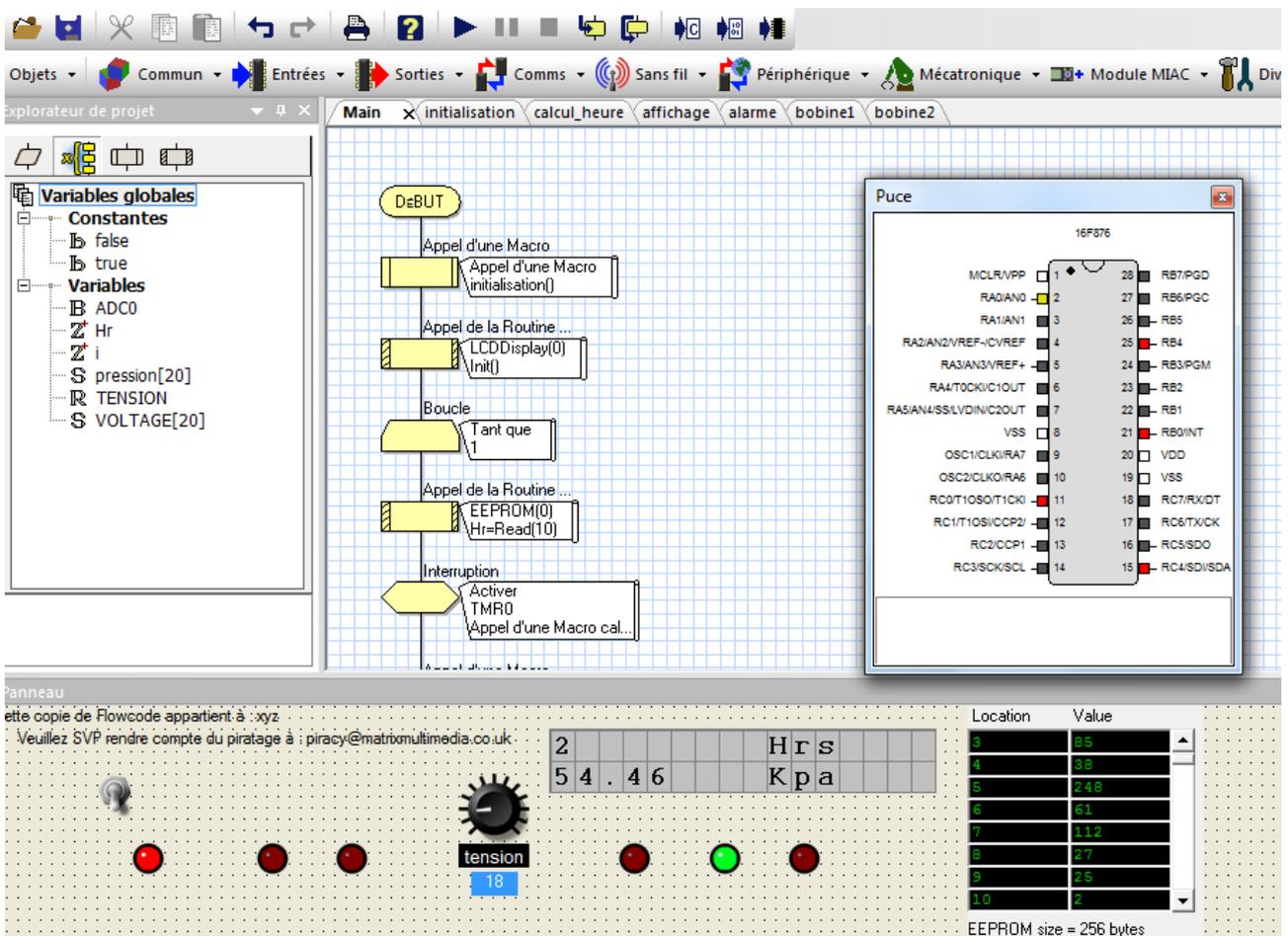


Figure 3.6: Panneau de simulation.

3.8 Simulation avec ISIS

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

Cette partie de ce chapitre représente le cœur 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 Flowcode.

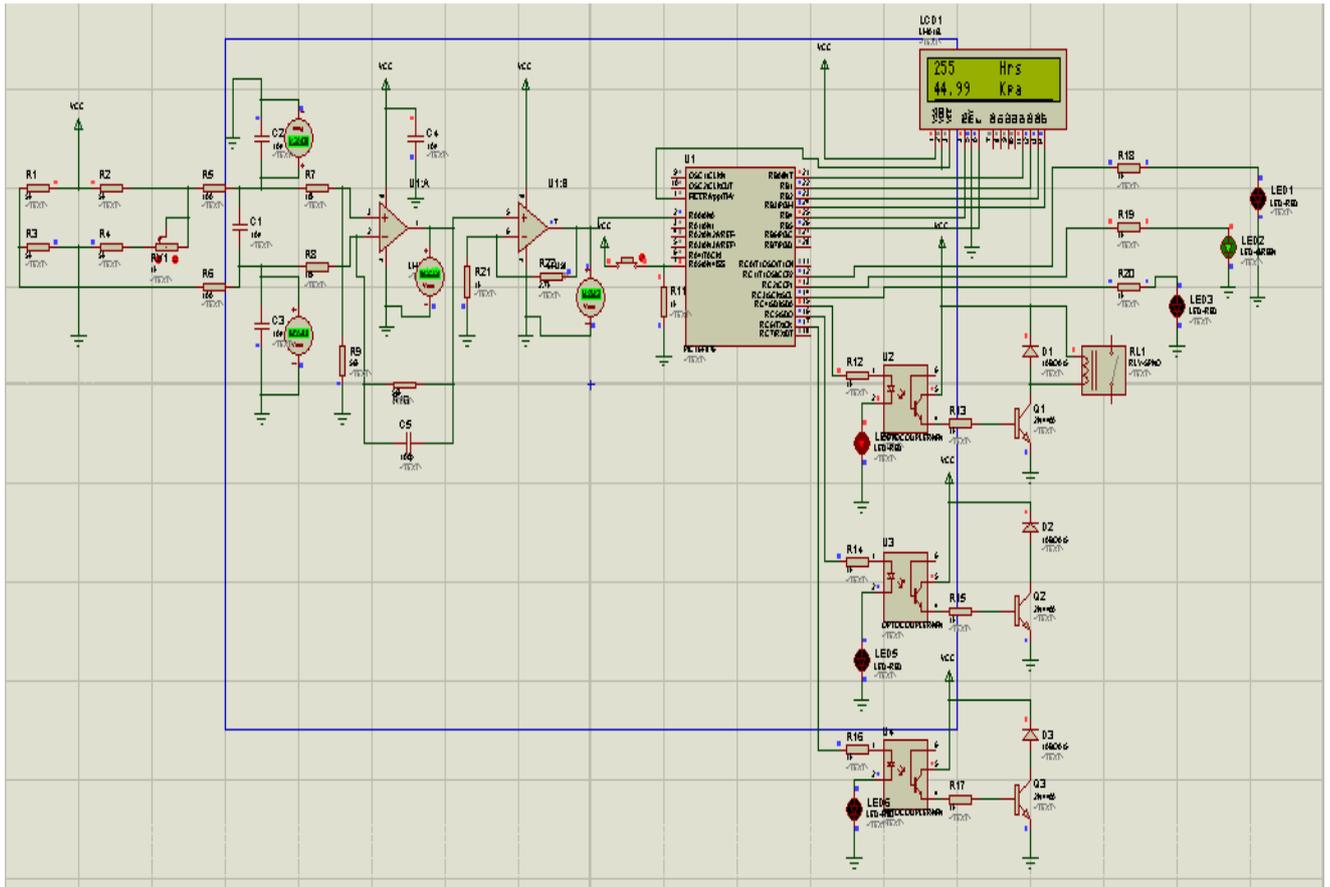


Figure 3.7: Simulation on générale sur ISIS.

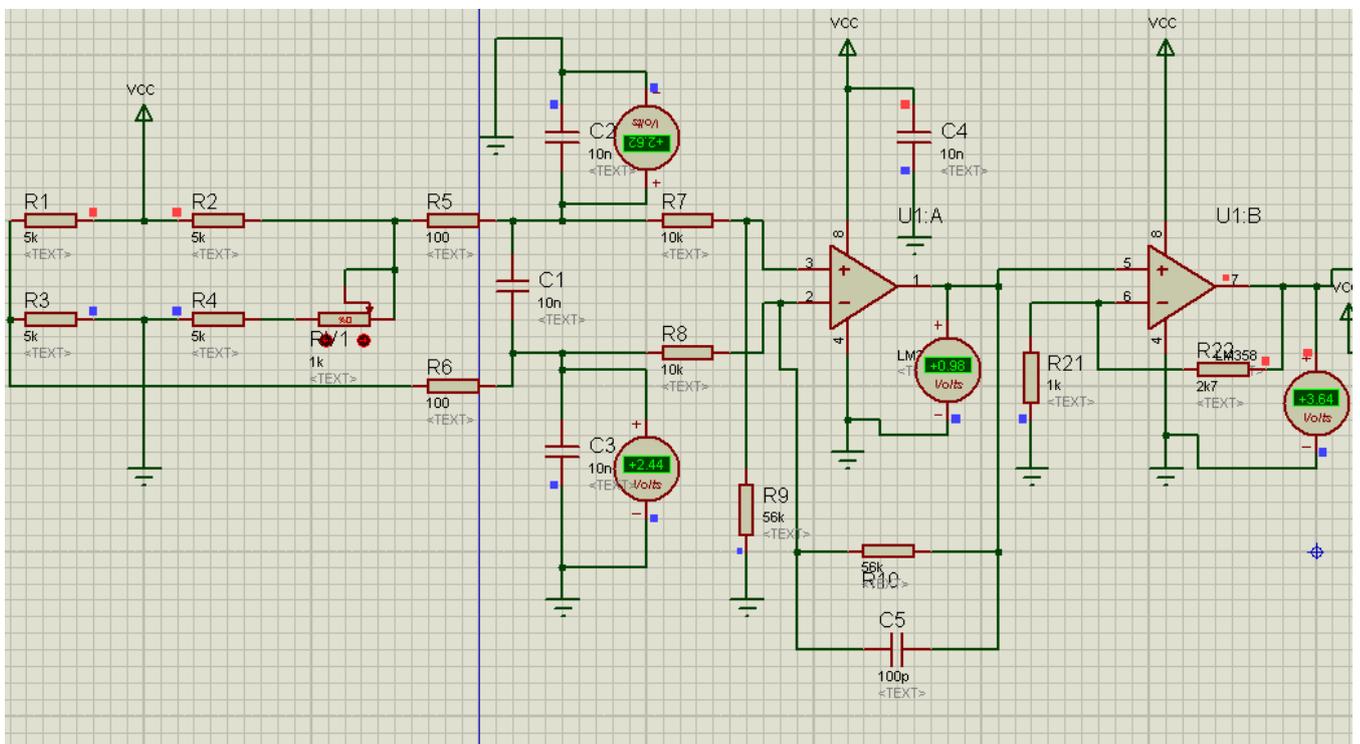


Figure 3.8: Etage de capteur de pression.

Conditionnement de signal de la pression

Calcul de gain du premier amplificateur U1 :A

On à : $R_9 = R_{10} = 56k\Omega$, $R_7 = R_8 = 10k\Omega$, $V_1 = 2.44V$, $V_2=2.62V$, $V_S(A) = 0.98V$

$$V^+ = \frac{V_2 R_9}{R_9 + R_8} \quad (3.4)$$

$$V^- = \frac{V_1 R_{10} + V_S(A) R_7}{R_{10} + R_7} \quad (3.5)$$

On à : $V^+ = V^-$

alors :

$$\frac{V_2 R_9}{R_9 + R_8} = \frac{V_1 R_{10} + V_S(A) R_7}{R_{10} + R_7} \quad (3.6)$$

$$\frac{V_S(A) R_7}{R_{10} + R_7} = \frac{V_2 R_9}{R_9 + R_8} - \frac{V_1 R_{10}}{R_{10} + R_7} \quad (3.7)$$

$$\frac{V_S(A) R_7}{R_{10} + R_7} = (V_2 - V_1) \left(\frac{R_{10}}{R_{10} + R_7} \right) \quad (3.8)$$

Donc :

$$G(A) = \frac{V_S(A)}{V_2 - V_1} = \frac{R_{10}}{R_7} = \frac{56}{10} = 5.6 \quad (3.9)$$

Calcul de gain du deuxième amplificateur U1 :B

onà : $V_S(A) = 0.98V$, $V_S(B) = 3.64V$, $R_{21} = 1k\Omega$, $R_{22} = 2.7k\Omega$

$$V^- = \frac{V_S(B) R_{21}}{R_{21} + R_{22}} \quad (3.10)$$

$$V^+ = V_S(A) \quad (3.11)$$

On à : $V^+ = V^-$

$$V_S(A) = \frac{V_S(B) R_{21}}{R_{21} + R_{22}} \quad (3.12)$$

Donc :

$$G(B) = \frac{V_S(B)}{V_S(A)} = 1 + \frac{R_{22}}{R_{21}} = 1 + \frac{2.7}{1} = 3.7 \quad (3.13)$$

La figure ci-dessous représente l'étage de l'interface de sortie

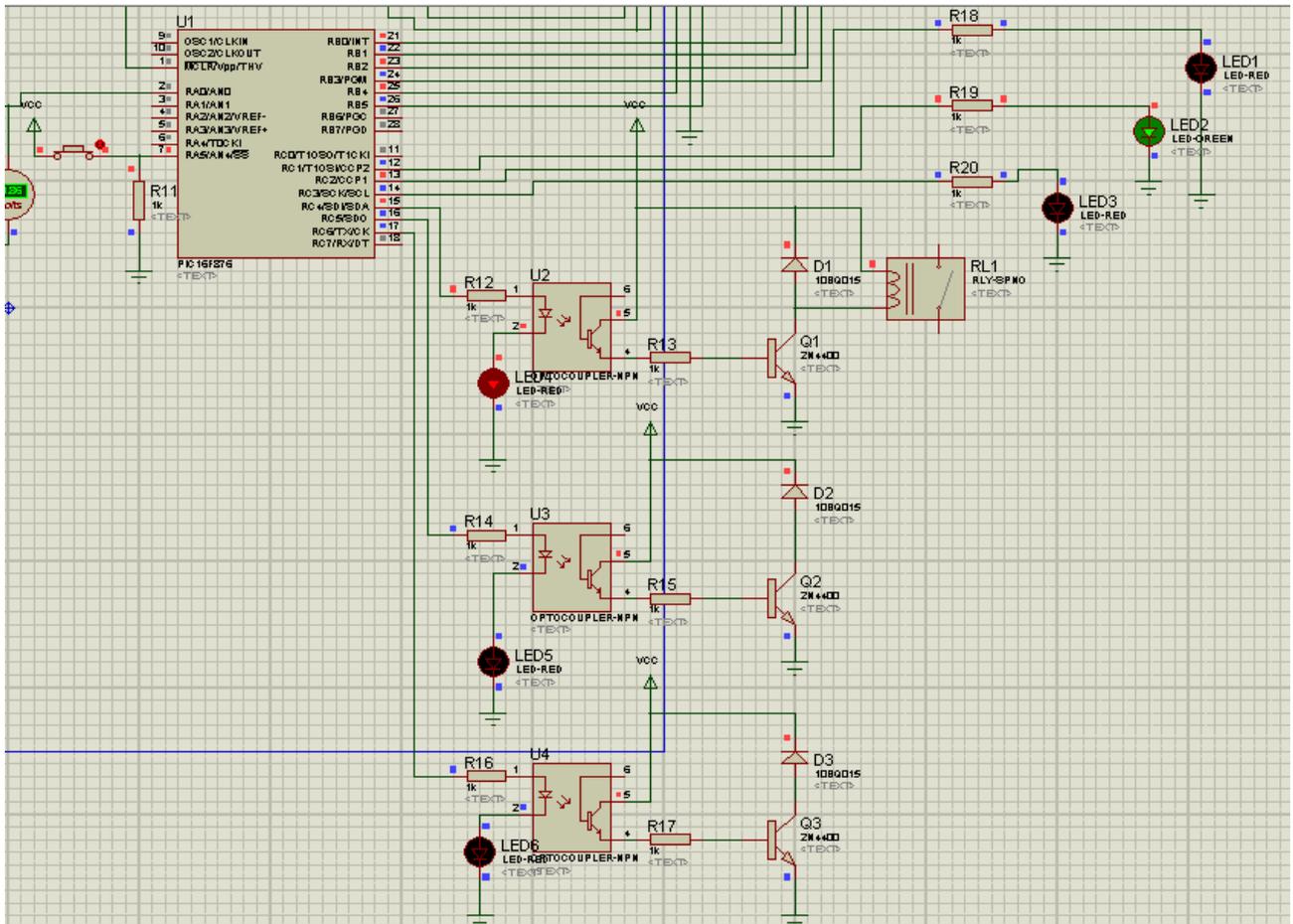


Figure 3.9: Etage de l'interface de sortie.

La figure ci-dessous représente l'étage de l'interface de microcontrôle avec l'affichage GLCD

3.9 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté le matériel nécessaire pour simuler notre concentrateur correctement. Un programme à été développé à base d'un cahier de charge d'un concentrateur d'oxygène par le logiciel Flowcode. Ce programme est simulé par le logiciel ISIS Proteus dont le but de valider le programme Flowcode.

Nous avons simulé les différentes parties de notre projet, le signal reçu par le capteur de pression, traitement de l'information par le PIC, l'affichage de nombre d'heurs de travail ainsi que le contrôle automatique des tamis moléculaires.

Conclusion générale

Conclusion générale

Dans ce mémoire, nous avons fait une étude théorique menée sur le concentrateur d'oxygène (plusmed) à domicile, puis on a proposé un programme d'automatisation sous Flowcode qui est simulé dans le logiciel ISIS Proteus.

L'oxygène est un élément important dans le domaine médical, qui est produit dans les usines par deux manières, la première méthode est basée sur les réfrigérants par l'influence des facteurs de pression et de température, par contre la deuxième méthode est appelée SPA, qui est basée sur la filtration de l'air atmosphérique par les molécules de zéolith. Ce dernier est l'élément le plus important qui est responsable de la séparation de l'azote de l'air. Cette technologie est la plus souvent utilisée dans les concentrateurs d'oxygène. Ces derniers, ont plusieurs formes et des tailles en fonction du besoin requis, il peut être portable ou fixe.

Chaque composant à l'intérieur du concentrateur d'oxygène (plusmed) a un rôle dans la performance d'une production efficace d'oxygène.

La carte électronique de concentrateur représente la partie commande, et est chargée d'émettre des commandes à la partie opérative de concentrateur.

Dans les deux premiers chapitres, nous avons présenté en détail les technologies d'extraction d'oxygène avec les types des générateurs utilisés tels que les systèmes de production industrielle et les générateurs d'oxygènes à domicile, et le principe de fonctionnement des concentrateurs d'oxygènes.

Dans le dernier chapitre, nous avons réalisé un programme de simulation à l'aide du logiciel Flowcode et ISIS Proteus. Ceci, nous a permis la programmation par simulation d'un microcontrôleur (Pic16f876), et à travers les résultats de ce travail, nous avons pu contrôler le concentrateur d'oxygène.

Enfin, pour l'amélioration de ce modeste travail, nous proposons quelques perspectives qui sont traduites par:

- Réalisation pratique de la carte électronique de la commande.
- Utiliser de l'énergie renouvelable pour faire fonctionner ce dispositif.
- Utilisation des capteurs connectés à l'équipe médicale. Si l'appareil s'arrête, il émet des signaux d'avertissement.

Bibliographie

Bibliographie

[1]: <https://www.aps.dz/sante-science-technologie/123654-covid-19-au-moins-3-813-994-morts-dans-le-monde> le 18/06/2021 à 10h30.

[2]: Évaluation des besoins en dispositifs médicaux. Série technique de l’OMS sur les dispositifs médicaux. Genève : Organisation mondiale de la Santé ; 2012.

[3]: <http://www.aphargaz.fr>.

[4]: Evrard P, Borneb M, Huartc B, Hokayem P. Production d’oxygène sur site appliquée aux hôpitaux de campagne. IRBM 2007;28:93-106.

[5]: 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).

[6]: WHO Oxygen therapy for acute respiratory infections in young children in developing countries. World Health Organization 1993.

[7]:WHO - Equipment for case management of acute respiratory infections. The oxygen concentrator. EPI Product Information Sheets, 1997 edition. WHO/EPI/LHIS/97.01.

[8]: gradianhealth.org.

[9]: www.finimedicaire.com.

[10]: Cousin MT. L’oxygène. [en ligne] 24 mars 2008. Disponible sur : <http://www.histanestrea-France.org>.

[11]: Prin-Lombardo JM. Oxygénothérapie – Actualités logistiques. Urg Prat 1995;10:27- 32.

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

[13]: 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.

- [14]: <http://social-sante.gouv.fr/ministere/acteurs/instances-rattachees/article/rapports-d-activite-du-ceps>.
- [15]: Société SANTÉOL - www.santeol.com.
- [16]: Wikipedia."Oxygen concentrator.
- [17]: Manual on clinical use of oxygen therapy in children. Genève : Organisation mondiale de la Santé ; sous presse.
- [18]: Enarson P. Implementation of an oxygen concentrator system in district hospital paediatric ward throughout Malawi. Bull Orgmond Santé. 1er mai 2008 ; 86(5) : 344–8.
- [19]: Litch JA, Bishop RA. Oxygen concentrators for the delivery of supplemental oxygen in remote high-altitude areas. Wilderness Environ Med. Septembre 2000 ; 11(3) : 189–91.
- [20]: www.pangas-healthcare.ch, shop.pangas.ch.
- [21]: www.plusmed-health.com.
- [22]: http://www.frankshospitalworkshop.com/equipment/oxygen_concentrators_equipment.html.
- [23]: Wittebole, Dr Xavier. Prise en charge aux soins intensifs des patients pour insuffisance respiratoire liée au COVID-19. Bruxelles : s.n., 2020.
- [24]: ANTADIR, La Commission Médico-Technique et Sociale de la Fédération. Guide de l'oxygénothérapie. Paris : s.n., 2010.
- [25]: AG, PanGas. Les concentrateurs d'oxygène. Healthcare, Industriepark 10, CH-6252 Dagmersellen : s.n., 2015.
- [26]: Wikipédia.
- [27]: <https://www.rolling-beers.fr>.
- [28]: <http://www.elektronique.fr>.
- [29]: <https://www.microchipdirect.com>.
- [30]: All Datasheet pdf.
- [31]: <https://www.kynix.com>.
- [32]: <http://www.aphargaz.fr>.
- [33]: <https://www.medicalexpo.fr/prod/trimpeks-healthcare/product-104185-873994.html>.

Annexe

Annexe

Capteur de pression(MPS-2108)

a) Description

Le capteur de pression, transmetteur électronique de la série ProcessX est un appareil qui mesure avec précision une pression différentielle, relative ou absolue et la convertit en un signal de sortie 4-20 mA directement proportionnel.

Il est utilisé pour les mesures de pression différentielle, absolue et relative, de débit, de niveau ou de densité.

Le cœur de l'élément de mesure est constitué par un capteur micro capacitif au Silicium déporté dans le col de cellule.

Par ailleurs, l'unité électronique bénéficie des dernières technologies en matière de microprocesseur.



Figure 01 : Capteur de pression(MPS_2108).

b)Caractéristiques

- Forfait en ligne à prix concurrentiel.
- Large plage de température de fonctionnement :- 40 à +85°C.
- Fiabilité à l'état solide.
- facile à utiliser.
- Facilement intégré dans l'équipement OEM.
- Type de pression du manomètre(1 /5,8 /15/ 30/ 100 PSI).

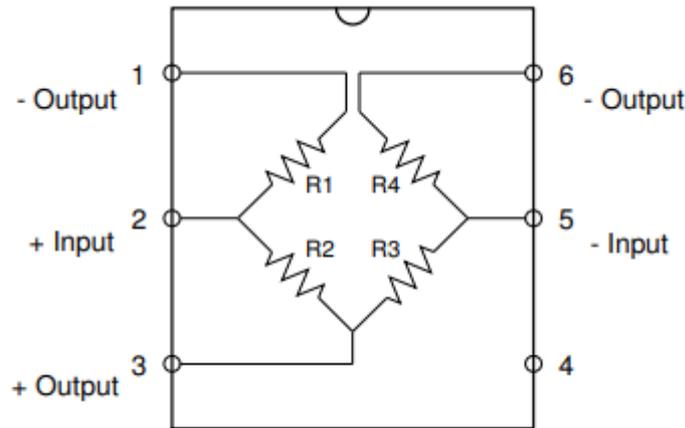


Figure 02 :Symbole d'un capteur de pression.

Régulateurs de tension(L78XX)

a)Description

Un régulateur de tension, est un organe électrotechnique ou un composant électronique qui maintient à sa sortie, dans certaines limites, une tension constante, indépendamment de la charge et de la tension d'entrée.

La série L78 de trois-bornes positives.

Les régulateurs est disponible en TO-220, TO-220FP ,Boitiers TO-220FM,TO-3 et D²PAK et plusieurs tensions de sortie fixes .ce qui le rende utile dans un large gamme d'applications.

Ces régulateurs peuvent fournir une réglementation locale sur la carte ,éliminant le problèmes de distribution associés au point unique régulation, chaque type utilise un courant interne limitant, thermique fermer est sur surface de protection , ce qui le rende essentiellement indestructible ,si une dissipation thermique adéquate est fournie, ils peuvent fournir un courant de sortie supérieur à 1A, bien que conçus principalement fixé la tension de régulateurs. ces dispositifs peuvent être utilisé avec des composants externes pour obtenir tension et courants 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.
- 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).

c) Les types de régulateurs



Figure 03 : Régulateur 12V (L7812).



Figure 04 : Régulateur 15V (L7815).

Amplificateur opérationnel (LM324D)

a) Description

Le LM324 est composé de quatre amplificateurs opérationnels indépendants à gain élevé et à compensation de fréquence interne conçus spécifiquement pour fonctionner à partir d'une seule source d'alimentation sur une large plage de tension.

Le fonctionnement à partir d'alimentations fractionnées est également possible tant que la différence entre les deux alimentations est de 3 volts à une tension de 32 volts.

Les domaines d'application comprennent l'amplificateur de transducteur, les blocs de gain DC et tous les circuits d'amplificateur OP conventionnels qui peuvent maintenant être facilement mis en œuvre dans des systèmes d'alimentation unique.

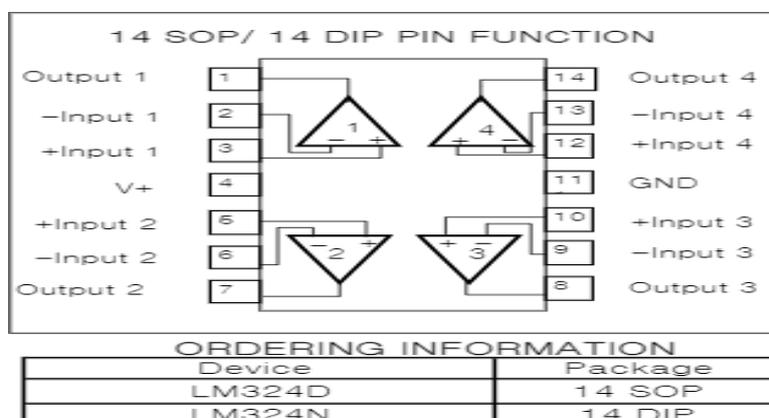


Figure 05 : Symbole d'un Amplificateur opérationnel.



Figure 06 : Amplificateur opérationnel(LM324D).

.b)Caractéristiques

- fréquence interne compensée pour le gain d'unité.
- Gain de tension DC grand: 100 Db.
- Large plage d'alimentation : 3V~32V(ou \pm 1.5V~15V).
- La plage de tension d'entrée du mode commun comprend la mise à la terre.
- Grande oscillation de la tension de sortie(0V DC à VCC-1.5V DC).
- Drain d'alimentation adapté au fonctionnement de la batterie.

Les Optocoupleurs(PC817)

a) Description

La série PC817 contient une diode électroluminescente couplée optiquement à un phototransistor. La tension d'isolement entrée-sortie est de 5000Vrms. Response time(t_r) est généralement de 4 μ s et le CTR minimum est de 50% au courant d'entrée de 5mA.



Figure 07 : Optocoupleur PC817.

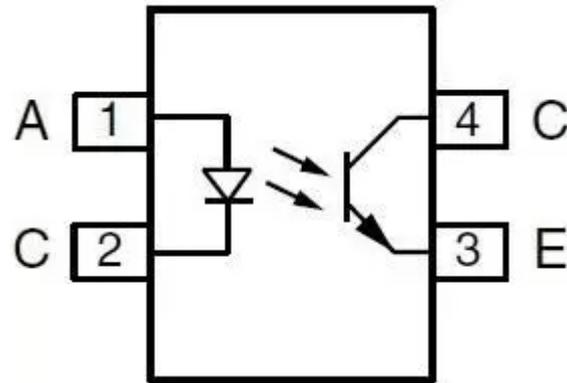


Figure 08 : Symbole d'un optocoupleur.

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 $I_F=5\text{mA}$, $V_{CE}=5\text{V}$).
- .- tension d'isolation de l'optocoupleur, ($V_{ISO}=5,000\text{Vrms}$).