

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

République algérienne démocratique et populaire

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique

جامعة عين تموشنت بلحاج بوشعيب

Université –Ain Temouchent- Belhadj Bouchaib

Faculté des Sciences et de Technologie

Département d'Électronique et des Télécommunications



Projet de Fin d'Etudes

Pour l'obtention du diplôme de Master en :

Domaine : Sciences et Technologie

Filière : Électronique

Spécialité : Instrumentation

Thème

Étude et conception d'un circuit de commande
pour un concentrateur d'oxygène

Présenté Par :

- 1) Mme BENAMAR Cherifa
- 2) Mme SIDI YAKOUB Asma

Devant le jury composé de :

Dr HACHEMI. UAT.B.B (Ain Temouchent) Présidente

Dr SEKKAL M. UAT.B.B (Ain Temouchent) Examinatrice

Dr OMARI Tahar UAT.B.B (Ain Temouchent) Encadrante

Année Universitaire 2024/2025

Dédicaces

Je dédie ce projet qui symbolise toutes mes études depuis le primaire aux gens qui m'ont vraiment soutenu lors de la préparation.

À ma chère encadrant Ms Dr.Omari TAHAR pour son soutien, sa présence, sa persévérance et surtout pour être là chaque fois que nous avons besoin d'elle.

A mon binôme ASMA, la combattante qui a toujours été très stricte dans son travail, à sa mère, tante Saliha, pour ses précieux conseils.

À ma chère famille, mon père pour sa patience, ma mère pour son amour, mon frère pour son aide et ma sœur pour son soutien moral.

J'ai terminé ma conversation avec tout le personnel de Département d'Electronique qui était présent à nos côtés tout au long du projet.

chérifa

Dédicaces

Grâce au créateur de l'univers qui nous a doté d'intelligence et nous a gardé en bonne santé, c'est ici que nous terminons cette année scolaire.

Il est temps pour moi de partager ma joie et ma sincère sincérité avec tous ceux qui m'ont soutenu et encouragé.

Ce travail est l'aboutissement d'un travail acharné et de nombreux sacrifices. Tout d'abord, je tiens à exprimer ma gratitude à la directrice de cette thèse, Ms Dr.Omari TAHAR.

A ma famille surtout ma mère pour son aide, son courage, sa disponibilité, ses connaissances et sa patience, elle a toujours été à mes côtés, me soutenant, grâce à elle grâce à elle j'ai pu me faire confiance.

A ma chère partenaire Chérifa, pour son courage dans la réalisation de notre travail, et à son frère Aziz, pour l'avoir aidé malgré ses obligations, et à tous les membres de sa famille.

Enfin au Département d'Electronique qui a bien voulu répondre à mes différentes questions dans ce domaine afin de faciliter le développement de cette activité.

ASMA

Remerciements

Tout d'abord, nous tenons à remercier le bon Dieu tout puissant et miséricordieux de
Nous avoir donné la santé, la force et la patience d'accomplir ce modeste travail.

Nous souhaitons adresser nos remerciements et notre profonde gratitude à notre encadrant Dr
OMARI Tahar pour nous avoir encadrés, orientés et conseillés, ainsi que

Pour sa patience, sa disponibilité, ses qualités humaines et scientifiques et son aide durant
Toute la période de notre travail.

Notre gratitude va également à Dr HACHEMI pour avoir accepté de présider ce jury.

Nous tenons également à remercier Dr SAKKEL Manssouria qui nous a fait l'honneur
D'examiner notre modeste travail.

Nous désirons aussi remercier tous les professeurs qui ont contribué à notre formation durant
notre cursus universitaire à la faculté des sciences et technologies, et plus spécialement ceux
du département d'électronique et des télécommunications qui nous ont fait aimer cette
spécialité et nous ont fourni les données et les outils nécessaires pour développer nos
connaissances et notre esprit de recherche. Enfin, nous aimerions exprimer toute notre
reconnaissance à nos familles, nos amis et nos collègues qui ont toujours été là pour nous, leur
soutien inconditionnel et leur encouragement tout au long de notre démarche étaient d'une
grande aide. Merci à tous ceux et celles qui nous ont aidés volontairement ou
involontairement et que nous avons omis de citer.

Table des matières

Dédicaces	2
Dédicaces	3
Remerciements	4
<i>INTRODUCTION GÉNÉRALE</i>	5
.....	8
<i>CHAPITRE 1: Généralité sur les concentrateurs</i>	8
<i>D'oxygène</i>	8
1. Introduction :.....	9
2. Les différentes techniques de production d'oxygène :.....	10
1. Adsorption par variation de pression (PSA – Pressure Swing Adsorption) :.....	10
2. Adsorption par variation de pression sous vide (VPSA/VSA) :.....	10
3. Séparation par membrane :.....	10
4. Distillation cryogénique :	10
5. Electrolyse de l'eau (électrolyse PEM ou alcaline) :.....	10
6. Générateurs chimiques :	10
3. Distillation cryogénique :	11
3.1 Mécanisme de Fonctionnement :.....	11
3.2. Étapes du processus :.....	12
1. Purification et filtration de l'air :	12
2. Compression de l'air :.....	12
3. Liquéfaction et refroidissement :	12
4. Fractionnement par distillation :	12
5. Stockage et distribution :	12
3.3. Applications de la distillation cryogénique :.....	13
3.4. Les Avantages et les inconvénients :.....	13
Les avantages :.....	13
• Production d'une grande envergure.....	13
Les inconvénients :	13
4. Concentrateur d'Oxygène SPA :.....	13
4.1. Introduction :	13
4.2. Définition :.....	14
4. 3. Principe de Fonctionnement	15
4.4 Description détaillée des composants.....	15

1. Compresseur :	15
2. Réservoir d'air :	15
3. Soupapes et filtres (V1, V2) :	15
4. Sécheur d'air :	16
5. Soupape de sortie du sécheur (V3) :	16
6. Filtres de précision :	16
7. Générateur d'oxygène :	16
8. Réservoir d'oxygène :	16
9. Soupape de sortie (V6) :	16
10. Sorties finales et filtration :	16
4.5. Caractéristiques Techniques :	16
Tableau 1 : Caractéristiques techniques générales des concentrateurs d'oxygène stationnaires	17
4.6. Limites et défis des concentrateurs stationnaires :	17
1. Coût initial élevé :	17
2. Besoins énergétiques importants :	17
3. Capacité limitée à des débits très élevés :	17
5. Concentrateur d'Oxygène VSPA :	18
6. Concentrateur personnel :	18
6.1 Principe de fonctionnement :	19
6.2 La zéolite :	20
6.3 Cycle de fonctionnement :	22
7. Conclusion :	26
<i>CHAPITRE 2: Concentrateur d'oxygène d'un point de vue technique</i>	28
1. Introduction :	29
2. Les Concentrateurs d'oxygène :	29
2.1 Description :	29
2.2 Organigramme fonctionnel :	30
2.2.1 Filtre d'admission :	32
2.2.2 Compresseur à deux pistons :	33
2.2.3 Refroidisseur thermique :	33
2.2.4 Distributeurs 5/3 bistable (Electrovanne) :	34
2.2.5 Deux tamis moléculaire 3L (tamis de zéolithe) :	36
2.2.6 Réservoir d'oxygène :	36
2.2.7 Le débit mètre :	38

2.2.8 Capteur de Pression :	39
2.2.9 Capteur d'Oxygène :	40
2.2.10 Unité de Control :	41
3. Développement d'un nouveau système de control :	43
3.1 Implémentation de la commande des électrovannes :	45
3.2 Module électrovanne 12VDC et 24 VDC :	48
3.3 Module électrovanne 220VAC :	49
3.4 Le circuit d'alimentation :	51
4. Conclusion :	53
<i>CHAPITRE3: Conception du nouveau circuit de commande</i>	55
1. Introduction :	56
2. Organigramme principale :	56
3 .Code Arduino :	58
4. Conception du circuit imprimé de la carte universelle :	62
4 .1 Carte de commande avec des alimentations stabilisées :	63
4.1.1 Bloc microcontrôleur :	63
4.1.2. Bloc d'alimentation multi-tension :	63
4.1.3. Interfaces et connectiques :	64
4 .2 Carte de commande +12VDC :	66
4. Conclusion :	69
<i>CONCLUSION GÉNÉRALE</i>	70

Table des figures

Figure 1.1 : Principe de fonctionnement d'un générateur d'oxygène par distillation cryogénique	11
Figure1.2 : Station d'oxygène SPA de 500L.....	14
Figure1. 3: les différents compartiments d'une station d'oxygène	15
Figure1.4 : Schéma fonctionnel d'une station d'oxygène VSPA. Le V est la référence au vacuum (aspirateur) ajouté à l'évacuation pour améliorer le rendement énergétique.	18
Figure 1.5: Concentrateur d'oxygène personnel	19
Figure1. 6 : principe de fonctionnement d'un concentrateur personnel (SPA).....	20
Figure1. 7 : la zéolite.....	21
Figure1. 8 : Modélisation de la structure moléculaire d'une zéolithe.....	22
Figure1. 9 : Processus de filtration sous pression	23
Figure 1.10 : Processus de purge.....	24
Figure 1.11 : Processus de fonctionnement en continu avec deux lits de filtre	25
Figure 2.1 : concentrateur d'oxygène.....	30
Figure 2.2 : Organigramme fonctionnel d'un concentrateur d'oxygène.....	32
Figure 2.3 : Filtre d'admission pour concentrateur d'oxygène.....	33
Figure 2.4 : THOMAS-Compresseur à deux pistons.....	33
Figure 2.5 : Vue à différents côtes du ventilateur.....	34
Figure 2.6 : Électrovanne de concentrateur d'oxygène à 4 voies à 2 positions.....	36
Figure 2.7 : Composants du système de concentration d'oxygène	36
Figure 2.8 : Réservoir d'oxygène (O2 storage tank).....	38
Figure 2.9 : Le débitmètre.....	39
Figure 2.10 : Capteur de pression.....	40
Figure 2.11 : Capteur d'oxygène.....	41
Figure 2.12 : Unité de control d'un concentrateur d'oxygène	43
Figure 2.13 : La carte Arduino Uno	46
Figure 2.14 : Circuit pilot pour les électrovannes 12VDC.....	49
Figure 2.15 : Circuit pilot pour les électrovannes 220VAC.....	50
Figure 2.16 : Circuit d'alimentation stabilisée	51
Figure 3.1 : Organigramme de fonctionnement général	58
Figure 3.2 : Carte de commande avec des alimentations stabilisées.....	64
Figure 3.4 : PCB de la carte de commande	65
Figure 3.5 : Vue 3D de la carte de control et d'alimentation	66
Figure 3.6 : Carte de commande +12VDC.....	67
Figure 3.7 : PCB TOP et BOTTOM de carte de commande +12VDC.....	68
Figure 3.8 : Vue 3D de carte de commande +12VDC	68

Liste des tableaux

Tableau 1 : Caractéristiques techniques générales des concentrateurs d'oxygène stationnaires9

Tableau2 : Table logique et chronologique de la commande les électrovannes D'un concentrateur d'oxygène.....54

Résumé

L'oxygène médical représente un besoin vital dans de nombreuses situations cliniques, notamment pour les patients souffrant de pathologies respiratoires, les services d'urgences ou de soins intensifs. Face aux limites logistiques des bouteilles d'oxygène traditionnelles, les concentrateurs d'oxygène apparaissent comme une alternative autonome, continue et plus sécurisée. Ce mémoire s'inscrit dans cette dynamique et porte sur la conception et la commande d'un concentrateur d'oxygène portable utilisant la technologie PSA, contrôlé par un microcontrôleur Arduino. Le système intègre la commande des électrovannes, la lecture des capteurs de sécurité, et l'identification d'éventuelles anomalies. La conception a été simulée et validée à l'aide de l'environnement Proteus (ISIS & ARES), avec la réalisation du circuit imprimé (PCB) en vue d'une intégration matérielle optimale.

Ce travail est structuré en trois chapitres :

Le premier chapitre établit les fondements théoriques liés aux concentrateurs d'oxygène, en abordant leurs différents types, les technologies utilisées (PSA, VPSA...) ainsi que leurs caractéristiques.

Le deuxième chapitre développe l'analyse fonctionnelle du système portable PSA, incluant ses composants clés et l'architecture de commande.

Le troisième chapitre est consacré à la mise en œuvre pratique à travers la simulation du système sous Proteus, la programmation Arduino, et la conception du PCB.

Ce projet vise à proposer une solution technique à la fois compacte, autonome et fiable, capable de fournir de l'oxygène à haute pureté avec des moyens accessibles, répondant aux besoins des zones rurales, des contextes d'urgence, ou des environnements à ressources limitées.

ملخص

يمثل الأوكسجين الطبي حاجة حيوية في العديد من الحالات السريرية، خاصة لدى المرضى المصابين بأمراض تنفسية، وفي أقسام الطوارئ أو العناية المركزة. ونظرًا للقيود اللوجستية المرتبطة بقوارير الأوكسجين التقليدية، تُعد أجهزة تركيز الأوكسجين بديلاً ذاتياً، مستمراً وأكثر أماناً. وتندرج هذه المذكرة في هذا السياق، حيث تتمحور حول تصميم ونظام تحكم يشمل النظام إدارة Arduino، ويتم التحكم فيه عبر متحكم دقيق من نوع PSA لمركز أوكسجين محمول يعمل بتقنية تشغيل الصمامات الكهربائية، وقراءة حساسات الأمان، واكتشاف الأعطال. وقد تم تنفيذ المحاكاة والتحقق من التصميم لضمان تكامل مادي مثالي (PCB)، مع إنجاز الدارة المطبوعة (ARES و ISIS) باستخدام بيئة Proteus.

يتكون هذا البحث من ثلاثة فصول رئيسية:

PSA يتناول الفصل الأول الأسس النظرية لأجهزة تركيز الأوكسجين، من حيث أنواعها، والتقنيات المستخدمة مثل VPSA، وخصائصها العامة.

، ويشرح مكوناته الأساسية وهيكل التحكم PSA أما الفصل الثاني فيركز على تحليل الجهاز المحمول بتقنية Arduino، وبرمجة المتحكم Proteus بينما يُخصص الفصل الثالث للجانب التطبيقي، من خلال محاكاة النظام في وتصميم الدارة المطبوعة.

يهدف هذا المشروع إلى تقديم حل تقني مدمج، ذاتي وموثوق، قادر على إنتاج أوكسجين عالي النقاء بوسائل بسيطة، ويستجيب لاحتياجات المناطق الريفية، أو في حالات الطوارئ، أو في البيئات ذات الموارد المحدودة.

Abstract

Medical oxygen is a vital necessity in many clinical situations, especially for patients suffering from respiratory diseases, as well as in emergency and intensive care units. Due to the logistical limitations of traditional oxygen cylinders, oxygen concentrators have emerged as a more autonomous, continuous, and secure alternative.

This thesis fits within this context and focuses on the design and control of a portable oxygen concentrator using PSA (Pressure Swing Adsorption) technology, managed by an **Arduino** microcontroller. The system incorporates the automatic control of solenoid valves, safety sensor monitoring, and fault detection. The electronic design is simulated and validated using **Proteus (ISIS & ARES)**, and a **printed circuit board (PCB)** is created to ensure optimal hardware integration.

This work is structured into three main chapters:

- The first chapter presents the theoretical foundations of oxygen concentrators, discussing their types, the technologies used (such as PSA and VPSA), and their general characteristics.
- The second chapter focuses on the functional analysis of the PSA-based portable system, detailing its core components and proposed control architecture.
- The third chapter is dedicated to the practical implementation of the system through simulation in Proteus, Arduino programming, and PCB design.

The aim of this project is to deliver a compact, autonomous, and reliable solution capable of producing high-purity oxygen with accessible and low-cost resources, ideally suited for rural environments, emergency contexts, and resource-limited settings.



INTRODUCTION GENERALE



L'oxygène constitue un élément indispensable à la survie humaine. Dans le domaine médical, il est au cœur de nombreux traitements, notamment pour les patients atteints de maladies respiratoires chroniques, les soins d'urgence, ou encore les interventions en anesthésie. Pour répondre à cette nécessité vitale, la technologie a permis le développement de dispositifs appelés concentrateurs d'oxygène, capables de produire de l'oxygène à haute pureté à partir de l'air ambiant, de manière autonome et continue.

Face à la diversité des besoins, plusieurs types de concentrateurs ont vu le jour, variant selon les techniques d'extraction utilisées, le niveau de portabilité, et les performances requises. Parmi les technologies les plus utilisées, on retrouve notamment le PSA (Pressure Swing Adsorption), le VPSA (Vacuum Pressure Swing Adsorption), et les modèles portables à usage personnel, qui offrent une flexibilité accrue et une accessibilité adaptée aux environnements à faibles ressources ou aux zones rurales.

Ce travail s'inscrit dans une démarche de conception, de commande et de simulation d'un concentrateur d'oxygène compact, basé sur la technologie PSA, avec une commande électronique assurée par une carte Arduino UNO. L'objectif principal est de développer un système fiable, économique, et facilement intégrable dans des contextes où l'approvisionnement en oxygène médical est limité ou critique.

Pour structurer cette étude, notre mémoire se divise en trois chapitres complémentaires :

◆ Le premier chapitre dresse un état de l'art des principales techniques de production d'oxygène, en explorant les différents types de concentrateurs disponibles, notamment les systèmes PSA, VPSA, et les modèles personnels, tout en présentant leurs caractéristiques et domaines d'utilisation.

✦ Le deuxième chapitre s'intéresse à l'étude fonctionnelle d'un concentrateur d'oxygène, en analysant son organigramme de fonctionnement, puis en proposant une architecture de commande optimisée pour améliorer l'efficacité, la sécurité et la gestion automatique du dispositif.

✦ Le troisième chapitre, plus pratique, est dédié à la programmation du système sous Arduino, à la simulation du comportement du circuit dans l'environnement Proteus, et à la conception du circuit imprimé (PCB) permettant de concrétiser le prototype final.

À travers cette approche, ce travail met en évidence l'importance de l'intégration entre les connaissances en électronique, la programmation embarquée, et la modélisation pratique. Il offre ainsi une solution innovante et accessible à un enjeu médical crucial, tout en ouvrant la voie à des perspectives d'amélioration et d'industrialisation.



CHAPITRE 1: Généralité sur les concentrateurs

D'oxygène



1. Introduction :

Les concentrateurs d'oxygène jouent un rôle essentiel dans le domaine médical, en particulier pour les patients souffrant de maladies respiratoires chroniques ou aiguës. Ces dispositifs, en permettant la fourniture d'oxygène purifié à partir de l'air ambiant, offrent une solution efficace et sécurisée pour le traitement de l'hypoxie (manque d'oxygène dans le sang). Leur développement au cours des dernières décennies a transformé les méthodes de gestion de l'oxygénothérapie, rendant les soins plus accessibles et plus flexibles, notamment en permettant une utilisation à domicile.

Le présent chapitre a pour objectif de fournir une vue d'ensemble détaillée des concentrateurs d'oxygène, en abordant à la fois les **modèles stationnaires** et **personnels** ainsi que les technologies impliquées dans leur fonctionnement. En partant de la description des différents types de concentrateurs, ce chapitre détaillera aussi les principes de base de leur fonctionnement, les différents procédés utilisés pour séparer l'oxygène de l'air ambiant, et les applications pratiques dans le domaine médical.

L'oxygénothérapie est utilisée dans diverses pathologies, allant des troubles respiratoires chroniques comme la BPCO à des situations d'urgence comme l'asthme aigu. Les concentrateurs d'oxygène, en raison de leur capacité à fournir de l'oxygène de manière continue et fiable, sont désormais des équipements médicaux incontournables dans la gestion de ces conditions. Ce chapitre introduira d'abord les deux principaux types de concentrateurs d'oxygène : les **modèles stationnaires** et les **modèles portables**. Ensuite, une attention particulière sera accordée aux technologies d'extraction de l'oxygène, notamment les filtres à zéolite, les membranes de séparation et la technologie PSA (Pressure Swing Adsorption).

La connaissance de ces technologies est cruciale, non seulement pour la compréhension de leur fonctionnement, mais aussi pour optimiser leur conception et leur efficacité. En fin de compte, l'objectif de ce chapitre est de poser les bases nécessaires à une compréhension approfondie des concentrateurs d'oxygène, afin de guider la réflexion sur leur conception et leurs applications pratiques dans le cadre de la gestion de l'oxygène dans les soins médicaux.

2. Les différentes techniques de production d'oxygène :

On distingue plusieurs technologies de génération d'oxygène adaptées aux besoins médicaux et industriels, selon la capacité de production et le niveau de pureté souhaité. Ces technologies reposent principalement sur des procédés physiques de séparation des gaz constituant l'air. Dont on distingue les méthodes suivantes [1] :

1. **Adsorption par variation de pression (PSA – Pressure Swing Adsorption) :** l'air comprimé passe à travers des lits de zéolithe qui retiennent l'azote sous haute pression et libèrent l'oxygène ($\approx 90\text{--}95\%$ de pureté). Deux colonnes alternent adsorption et régénération, assurant une production continue.
2. **Adsorption par variation de pression sous vide (VPSA/VSA) :** similaire à la PSA, mais la régénération s'effectue sous vide (pression $<$ atmosphérique), réduisant la consommation énergétique et augmentant la récupération de l'oxygène. Cette technique est plus adaptée aux installations de grande capacité.
3. **Séparation par membrane :** l'air est forcé à travers une membrane semi-perméable qui laisse passer l'oxygène plus rapidement que l'azote. Elle offre des puretés modérées ($\approx 30\text{--}45\%$), sans pièces mobiles, idéale pour des débits élevés et peu coûteux à l'usage .
4. **Distillation cryogénique :** l'air est refroidi à très basse température ($\sim -185\text{ }^\circ\text{C}$) jusqu'à liquéfaction, puis séparé par distillation fractionnée. Cette méthode produit de l'oxygène de très haute pureté ($> 99,5\%$) à l'échelle industrielle.
5. **Electrolyse de l'eau (électrolyse PEM ou alcaline) :** décomposition de l'eau en oxygène et hydrogène via un courant électrique. Elle permet d'obtenir de l'oxygène ultra-pur ($> 99,9\%$) mais reste énergivore et réservée à des applications spécifiques.
6. **Générateurs chimiques :** l'oxygène est libéré par réaction chimique (p. ex. chlorate, superoxyde), souvent utilisé en secours (avions, sous-marins, équipements de sauvetage). Dispositifs compacts, ils répondent à des besoins ponctuels.

Parmi ces approches, la production d'oxygène médical repose sur deux techniques essentielles : la distillation cryogénique et adsorption par variation de pression (SPA) et l'adsorption par variation de pression sous vide « ou avec vaccum (VSPA). Plus de détails sur ces différentes techniques sera données dans la section suivante.

3. Distillation cryogénique :

La distillation cryogénique est une technique industrielle largement utilisée pour la séparation des constituants de l'air, principalement l'oxygène et l'azote. Elle repose sur la différence des points d'ébullition des gaz à très basse température. L'air ambiant est d'abord filtré, comprimé puis refroidi jusqu'à sa liquéfaction partielle, généralement entre -180 °C et -200 °C . Ce mélange liquide est ensuite introduit dans une colonne de distillation cryogénique où les composants se séparent en fonction de leur volatilité : l'azote, plus volatile, s'échappe par le haut de la colonne tandis que l'oxygène, plus lourd, est récupéré à la base. Ce procédé permet d'obtenir de l'oxygène d'une très grande pureté (supérieure à 99,5 %), ce qui en fait une méthode de référence dans les grandes installations industrielles et médicales, bien qu'elle soit énergivore et techniquement complexe.

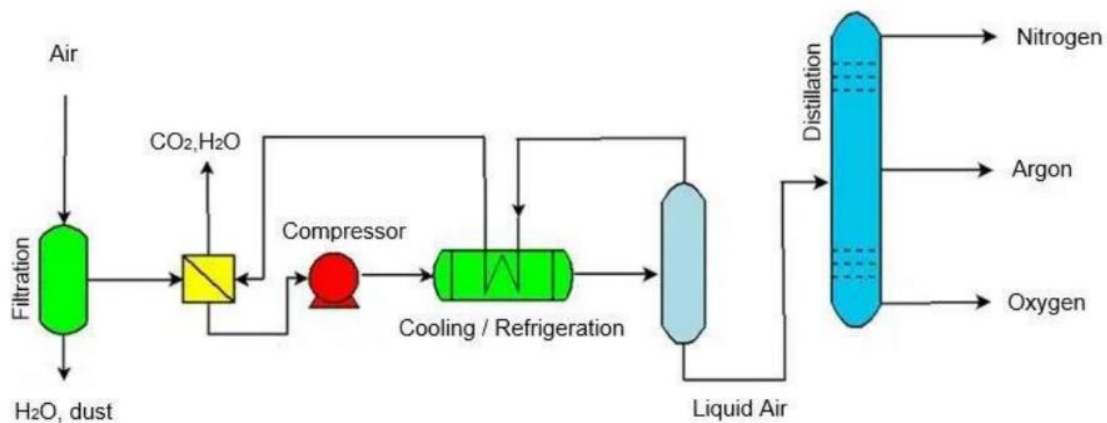


Figure 1.1 : Principe de fonctionnement d'un générateur d'oxygène par distillation cryogénique [2]

3.1 Mécanisme de Fonctionnement :

Le postulat de base se fonde sur les disparités de températures d'ébullition des gaz constituant l'air :

- Azote (N_2) : $-195,8$ degrés Celsius.
- Oxygène (O_2) : -183 °C
- Argon (Ar) : $-185,8$ degrés Celsius

Chapitre 1 : Généralité sur les Concentrateurs d'Oxygène

Dans un premier temps, l'air est épuré pour retirer les substances indésirables (telles que la vapeur d'eau, le dioxyde de carbone et les hydrocarbures), ensuite, il est comprimé et refroidi afin d'atteindre sa phase de liquéfaction. On fait appel à une colonne de distillation pour séparer les gaz selon leurs points d'ébullition spécifiques.

3.2. Étapes du processus :

1. **Purification et filtration de l'air** : L'air environnant comporte diverses impuretés susceptibles de nuire aux équipements. Avant d'être traité, il est soumis à un processus de filtration et de purification visant à éliminer :

- L'eau (H₂O)
- Le CO₂ (dioxyde de carbone)
- Les hydrocarbures
- Les particules solides

2. **Compression de l'air** : Le processus de refroidissement ultérieur est facilité par la compression de l'air purifié à une pression variant entre 5 et 10 bars.

3. **Liquéfaction et refroidissement** : Des échangeurs de chaleur sont utilisés pour refroidir l'air comprimé grâce à un cycle de réfrigération. Il atteint graduellement des températures avoisinant les -200 °C, autorisant ainsi la liquéfaction des gaz majeurs.

4. **Fractionnement par distillation** : La distillation se déroule dans une colonne de distillation à plusieurs niveaux. Le concept est basé sur la séparation des gaz en fonction de leur point d'ébullition :

- L'azote, ayant le point d'ébullition le plus bas, se situe au sommet de la colonne.
- L'argon se trouve dans une région intermédiaire.
- L'oxygène liquide, plus dense, s'accumule au fond de la colonne.

5. **Stockage et distribution** : L'oxygène est conservé à l'état liquide dans des conteneurs cryogéniques ou converti en gaz et pressurisé dans des cylindres.

L'oxygène liquide est soit conservé, soit transformé en gaz pour son utilisation.

3.3. Applications de la distillation cryogénique :

Cette technologie est utilisée dans plusieurs domaines :

- Médecine : production d'oxygène médical pour les patients en insuffisance respiratoire.
- Industrie sidérurgique : utilisation de l'oxygène pour l'affinage de l'acier.
- Aéronautique et spatial : production d'oxygène liquide pour les moteurs de fusée.
- Chimie : comme réactif dans divers procédés chimiques.

3.4. Les Avantages et les inconvénients :

Les avantages :

- Production d'oxygène de pureté élevée (> 99,5 %).
- Méthode solidement établie et largement validée.
- Capacité à générer simultanément de l'azote et de l'argon.
- Production d'une grande envergure
- Conçu pour répondre aux exigences des secteurs industriels et médicaux.

Les inconvénients :

- Mise en place complexe et onéreuse.
- Procédé gourmand en énergie (grande consommation d'électricité pour la compression et le refroidissement).
- Coût d'investissement initial important pour les équipements cryogéniques.
- Entretien complexe qui requiert une compétence technique.

4. Concentrateur d'Oxygène SPA :

4.1. Introduction :

Chapitre 1 : Généralité sur les Concentrateurs d'Oxygène

L'oxygène médical est un élément vital dans le domaine de la santé, utilisé pour traiter diverses pathologies respiratoires et améliorer la qualité de vie des patients souffrant d'insuffisance respiratoire. Parmi les solutions disponibles pour la fourniture d'oxygène, les **concentrateurs d'oxygène SPA**. Il existe en deux modèles, à usage personnel et à usage à plusieurs patients aussi appelés **stations d'oxygène médical**. Cette dernière jouent un rôle essentiel dans les **hôpitaux, cliniques et centres de soins intensifs**. Contrairement aux concentrateurs portables destinés à un usage individuel, ces modèles sont conçus pour fournir de l'oxygène en continu à plusieurs patients simultanément [4].

4.2. Définition :

Les concentrateurs d'oxygène SPA, sont des systèmes industriels de production d'oxygène utilisés dans des installations telles que les hôpitaux, les cliniques, ou encore dans l'industrie lourde où des concentrations d'oxygène sont nécessaires pour divers procédés. Ces concentrateurs sont conçus pour fournir un débit élevé et une pureté de l'oxygène supérieure à celle des systèmes portables [5].



Figure 1.2 : Station d'oxygène SPA de 500L

4. 3. Principe de Fonctionnement

Les stations de production d'oxygène fonctionnent sur le principe de l'adsorption modulée en pression (PSA - Pressure Swing Adsorption), qui permet de séparer les gaz présents dans l'air ambiant afin d'extraire l'oxygène avec une concentration élevée.

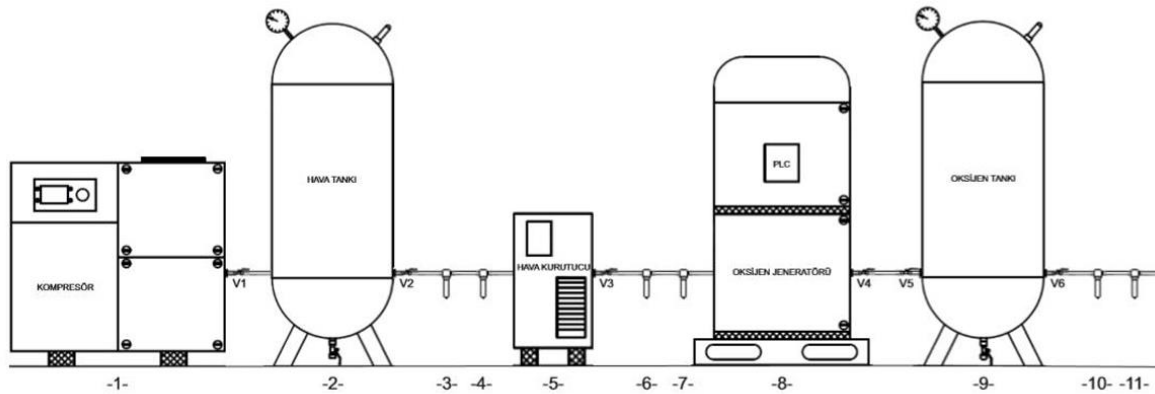


Figure 1.3: les différents compartiments d'une station d'oxygène

Le schéma ci-dessous représente un système typique de génération d'oxygène à partir d'air comprimé. Ce type d'installation est couramment utilisé dans les domaines industriels, médicaux ou de laboratoire. Le processus repose sur la compression, le séchage, la filtration et la séparation des gaz constituant l'air ambiant.

4.4 Description détaillée des composants

1. **Compresseur** : Le compresseur aspire l'air ambiant et le comprime afin d'augmenter sa pression. C'est l'élément initial du processus, garantissant une alimentation en air suffisante pour tout le système.
2. **Réservoir d'air** : Ce réservoir sert de tampon pour stocker l'air comprimé. Il permet de stabiliser la pression et de garantir un débit constant vers les unités suivantes.
3. **Souppes et filtres (V1, V2)** : Ces soupapes contrôlent le passage de l'air entre les différentes étapes. Des filtres sont intégrés pour éliminer les particules solides, poussières et huiles présentes dans l'air.

Chapitre 1 : Généralité sur les Concentrateurs d'Oxygène

4. **Sécheur d'air** : Le sécheur retire l'humidité de l'air comprimé afin d'éviter la corrosion des composants et d'assurer une production d'oxygène de haute qualité.

5. **Soupape de sortie du sécheur (V3)** : Permet de diriger l'air sec vers l'étape suivante du traitement.

6. **Filtres de précision** : Permettent une filtration fine et complémentaire avant la séparation des gaz.

7. **Générateur d'oxygène** : Ce module utilise la technologie PSA (Pressure Swing Adsorption) pour séparer l'oxygène de l'azote contenu dans l'air. Il contient un média adsorbant (zéolite) et délivre de l'oxygène avec une pureté généralement supérieure à 90 %.

8. **Réservoir d'oxygène** : L'oxygène produit est stocké dans un réservoir pressurisé afin d'être utilisé en continu selon les besoins. Il permet de stabiliser la distribution de l'oxygène.

9. **Soupape de sortie (V6)** : Permet de réguler la sortie d'oxygène vers le réseau de distribution ou vers les équipements utilisateurs.

10. **Sorties finales et filtration** : À la sortie du système, des filtres supplémentaires peuvent être utilisés pour garantir une pureté maximale de l'oxygène.

Ce système permet de produire de l'oxygène de manière autonome et efficace à partir de l'air ambiant. Il est essentiel dans de nombreuses applications où une source fiable et pure d'oxygène est requise, notamment en milieu médical. Il permet de produire un oxygène médical de haute pureté (93-96 %) de manière autonome et continue, évitant ainsi la dépendance aux bouteilles d'oxygène traditionnelles [6].

4.5. Caractéristiques Techniques :

Les concentrateurs d'oxygène de grande capacité présentent des caractéristiques spécifiques adaptées aux besoins hospitaliers :

Caractéristique	Description
Capacité de production	De 3 m ³ /h à 120 m ³ /h, selon le modèle

Caractéristique	Description
Capacité du réservoir	De 500 L à 10000L, selon le modèle
Pureté de l'oxygène	Entre 93 % et 96 % , conforme aux normes médicales
Pression de sortie	Entre 3 et 5 bars , suffisante pour une distribution centralisée
Mode de fonctionnement	Continu , avec un système de basculement automatique en cas de panne
Consommation électrique	Variable selon la taille du système, de 8.78kW à 138.5kW
Systèmes de sécurité	Alarmes en cas de baisse de pression, détection de pureté d'oxygène
Maintenance requise	Remplacement des filtres et des tamis moléculaires tous les 6 à 12 mois

Tableau 1 : Caractéristiques techniques générales des concentrateurs d'oxygène stationnaires

Les stations modernes intègrent également des capteurs de monitoring, permettant un contrôle à distance des niveaux d'oxygène et une intervention rapide en cas de dysfonctionnement.

4.6. Limites et défis des concentrateurs stationnaires :

Malgré leurs nombreux avantages, les concentrateurs à grande échelle comportent aussi quelques inconvénients et défis à prendre en compte dans leur conception et leur utilisation :

1. **Coût initial élevé** : Les coûts d'achat et d'installation des concentrateurs d'oxygène à grande échelle peuvent être relativement élevés, en particulier pour les installations hospitalières de grande taille. Cela peut poser problème dans certaines régions où le budget est limité.
2. **Besoins énergétiques importants** : Le processus de compression et de filtration nécessite une consommation d'énergie significative. Cela peut être un facteur limitant, en particulier dans les zones où l'approvisionnement en électricité est instable ou coûteux.
3. **Capacité limitée à des débits très élevés** : Bien que ces systèmes soient très efficaces pour des débits modérés à élevés, leur performance peut être limitée lorsqu'il est nécessaire de produire de l'oxygène à des débits extrêmement élevés pendant de longues périodes.

5. Concentrateur d'Oxygène VSPA :

Le concentrateur d'oxygène VPSA, concentrateur d'oxygène à adsorption modulée en pression sous vide, utilise la même méthode de séparation que le PSA, mais utilise un fonctionnement sous vide pendant le processus de désorption, de sorte que le système fonctionne à une pression plus basse et que l'azote est extrait du tamis moléculaire par une pompe à vide. Cette conception réduit considérablement la demande en air comprimé et améliore l'efficacité énergétique, et est particulièrement adaptée aux occasions de production d'oxygène à grande échelle et à long terme.

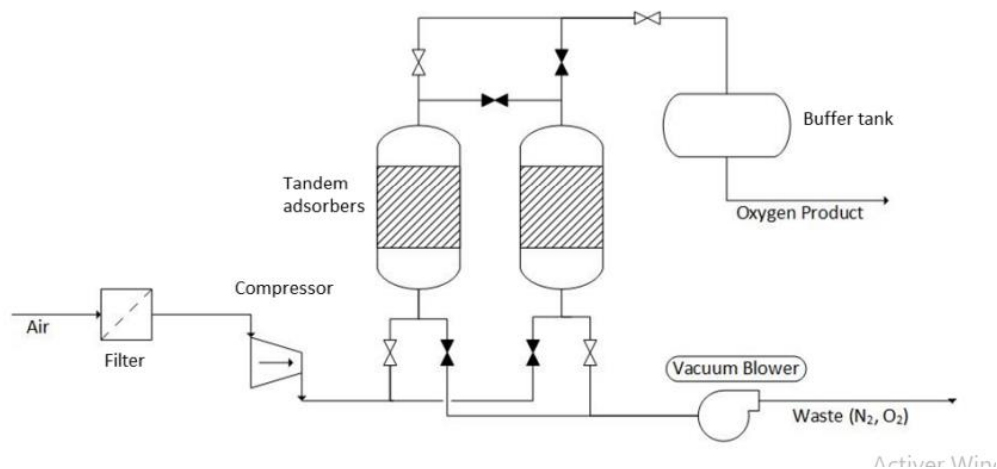


Figure 1.4 : Schéma fonctionnel d'une station d'oxygène VSPA. Le V est la référence au vacuum (aspirateur) ajouté à l'évacuation pour améliorer le rendement énergétique.

Après avoir examiné les concentrateurs d'oxygène stationnaires, largement utilisés en milieu hospitalier pour leur capacité à fournir un débit élevé et stable d'oxygène, il convient désormais de s'intéresser aux concentrateurs personnels. Ces derniers répondent à une autre problématique : la mobilité des patients. Plus compacts, légers et autonomes, les concentrateurs portables offrent une solution adaptée aux personnes ayant besoin d'une oxygénothérapie en déplacement, tout en conservant une technologie similaire de séparation de l'air. La section suivante est donc consacrée à l'étude de ces dispositifs portables, en mettant l'accent sur leur fonctionnement, leurs avantages, ainsi que leurs limites face aux contraintes de portabilité.

6. Concentrateur personnel :

Les concentrateurs d'oxygène personnels, également appelés concentrateurs portables, représentent une avancée majeure dans le domaine de l'oxygénothérapie à domicile. Conçus pour améliorer la qualité de vie des patients souffrant d'insuffisance respiratoire chronique, ces

Chapitre 1 : Généralité sur les Concentrateurs d'Oxygène

dispositifs permettent une autonomie accrue en fournissant de l'oxygène médical lors des déplacements, sans nécessiter de bouteilles lourdes ou de recharges fréquentes. Grâce à des technologies de séparation de l'air ambiant similaires à celles des concentrateurs stationnaires – principalement basées sur l'adsorption par pression (PSA) – ces appareils parviennent à délivrer un débit adapté tout en étant compacts, silencieux et alimentés sur batterie.[7] Cette section se propose d'examiner le principe de fonctionnement, les caractéristiques techniques, ainsi que les avantages et limites des concentrateurs d'oxygène portables dans le contexte d'un usage médical personnalisé et mobile.



Figure 1.5: Concentrateur d'oxygène personnel

6.1 Principe de fonctionnement :

Les concentrateurs d'oxygène personnels fonctionnent selon le principe de l'adsorption par variation de pression (PSA – Pressure Swing Adsorption), identique à celui utilisé dans les concentrateurs stationnaires, mais miniaturisé pour s'adapter à un usage mobile. L'air ambiant est d'abord aspiré puis comprimé par une pompe interne. Il traverse ensuite un ou plusieurs tamis moléculaires, généralement à base de zéolite, qui retiennent l'azote tout en laissant passer l'oxygène. Le gaz enrichi en oxygène est alors délivré au patient via une canule nasale. Pour

Chapitre 1 : Généralité sur les Concentrateurs d'Oxygène

assurer un fonctionnement continu, le système alterne entre deux colonnes de tamis, permettant la régénération de l'une pendant que l'autre est active. Certains modèles modernes sont dotés de capteurs permettant une distribution en mode pulsé, c'est-à-dire uniquement pendant l'inspiration, optimisant ainsi la consommation d'oxygène et l'autonomie sur batterie. Cette technologie rend les concentrateurs portables adaptés à une utilisation quotidienne, aussi bien en intérieur qu'en extérieur.

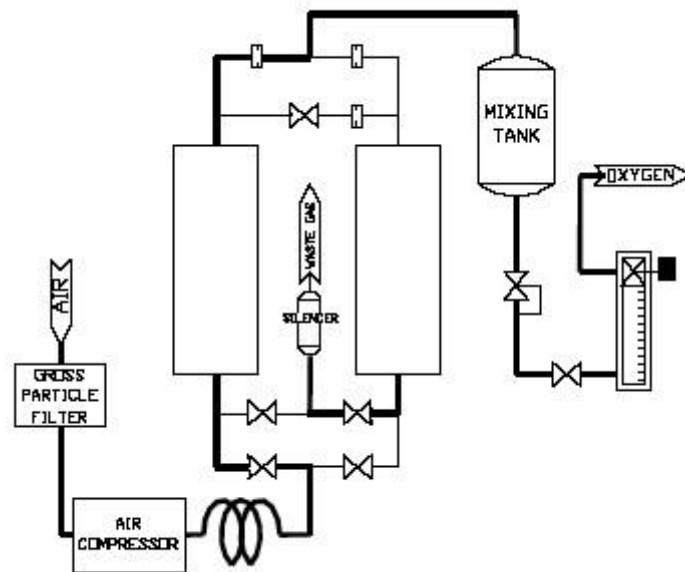


Figure 1.6 : principe de fonctionnement d'un concentrateur personnel (SPA)

Au cœur du processus de séparation des gaz dans les concentrateurs d'oxygène se trouve un matériau clé : la zéolite. Après avoir détaillé le fonctionnement général de ces dispositifs, il est essentiel de s'intéresser à ce composant fondamental, qui assure la sélectivité du procédé PSA. En effet, la performance, la pureté de l'oxygène obtenu, ainsi que la durée de vie du concentrateur dépendent en grande partie des propriétés physico-chimiques de la zéolite utilisée. La section suivante est donc consacrée à l'étude de ce matériau adsorbant, en mettant en évidence sa structure, son rôle dans la rétention de l'azote, et les critères influençant son efficacité.

6.2 La zéolite :

La zéolite est un matériau cristallin microporeux appartenant à la famille des aluminosilicates. Sa structure en réseau tridimensionnel formée de tétraèdres de silice (SiO_4) et d'alumine (AlO_4)

Chapitre 1 : Généralité sur les Concentrateurs d'Oxygène

crée des cavités et des canaux de dimensions nanométriques capables de piéger sélectivement certaines molécules. C'est cette propriété qui en fait un composant fondamental dans les procédés d'adsorption par variation de pression (PSA) utilisés dans les concentrateurs d'oxygène [8].



Figure 1.7 : la zéolite

Les zéolites possèdent une forte affinité pour l'azote en raison de la polarité de leurs pores et de leur capacité d'échange ionique, permettant de retenir efficacement les molécules d'azote tout en laissant passer les molécules d'oxygène plus petites et moins polaires. Ce phénomène d'adsorption sélective s'effectue sous pression, puis une phase de décompression permet de libérer l'azote et de régénérer la zéolite, rendant le cycle réversible. Les zéolites les plus utilisées dans les concentrateurs d'oxygène sont les types 5A et LiX (à base de lithium), ces dernières offrant une capacité d'adsorption plus élevée et une meilleure efficacité énergétique. Par ailleurs, la stabilité thermique, la résistance mécanique et la durabilité de la zéolite sont des critères essentiels pour garantir le bon fonctionnement à long terme des concentrateurs, notamment dans les appareils portables où la taille et la consommation énergétique sont critiques. Ainsi, le choix et la qualité de la zéolite conditionnent non seulement la performance de séparation de l'oxygène, mais aussi l'autonomie et la fiabilité globale du dispositif [9].

Afin d'assurer une production continue et stable d'oxygène, il est essentiel que le concentrateur respecte un cycle de fonctionnement bien défini. Ce cycle repose sur l'alternance entre deux

phases principales : l'adsorption et la régénération. Pendant la phase d'adsorption, l'air comprimé traverse une colonne de zéolite qui retient sélectivement l'azote, laissant passer un flux d'oxygène enrichi. Simultanément, une seconde colonne – ayant précédemment adsorbé l'azote – entre en phase de régénération, au cours de laquelle la pression est relâchée, permettant la désorption de l'azote et la préparation du matériau pour un nouveau cycle. Cette alternance continue entre les colonnes, souvent synchronisée à l'aide d'électrovannes et de contrôleurs électroniques, garantit une production d'oxygène ininterrompue, tout en prolongeant la durée de vie du matériau adsorbant. Le bon équilibrage des temps de cycle, des pressions de fonctionnement et des phases de purge est donc fondamental pour maintenir un rendement optimal du système.

6.3 Cycle de fonctionnement :

Un concentrateur d'oxygène fournit 95 % d'oxygène en éliminant l'azote et la vapeur d'eau de l'air. Il élimine l'azote et la vapeur d'eau en faisant passer l'air à travers un tamis moléculaire. Ce tamis moléculaire, également appelé zéolithe, est modélisé ci-dessous avec une forme qui ressemble et agit un peu comme une éponge. La structure moléculaire de sa surface est "collante" pour les molécules de vapeur d'eau et d'azote. Comme une éponge, la surface est multipliée par les cavités qui imprègnent le matériau.

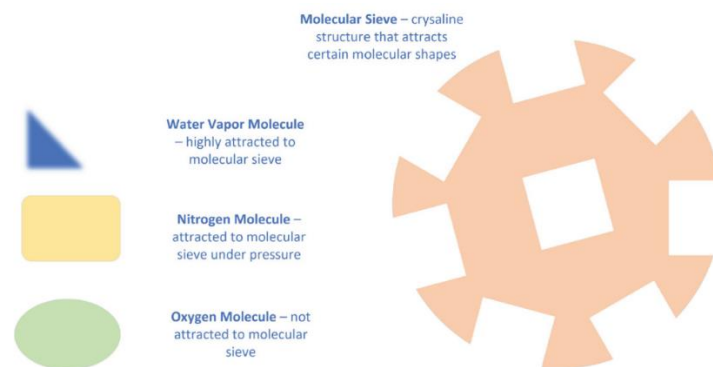


Figure 1.8 : Modélisation de la structure moléculaire d'une zéolithe

La vapeur d'eau est fortement attirée par le tamis moléculaire et est la première à être adsorbée dans la structure cristalline. La vapeur d'eau forme une liaison solide qui désactive le tamis moléculaire et libère de l'énergie thermique. Cette eau ne peut être éliminée qu'avec un traitement thermique spécial.

Chapitre 1 : Généralité sur les Concentrateurs d'Oxygène

L'azote est adsorbé dans le tamis moléculaire uniquement sous pression. Il ne se liera qu'au tamis moléculaire qui n'a pas déjà adsorbé de vapeur d'eau. Une fois adsorbées, les molécules de gaz font partie de la structure solide de la zéolithe et occupent donc beaucoup moins de volume qu'à l'état gazeux.

Le matériau tamis moléculaire activé est placé dans un cylindre scellé appelé "lit de tamis". L'air est poussé dans un orifice à une extrémité du lit de tamis à l'aide d'un compresseur d'air. Lorsque l'air est poussé dans le lit de tamis, le tamis moléculaire commence à adsorber d'abord la vapeur d'eau. Au fur et à mesure que la pression augmente, l'azote sera adsorbé par le tamis moléculaire et l'oxygène continuera vers l'extrémité opposée via un orifice de sortie pour être dirigé vers un réservoir de stockage.

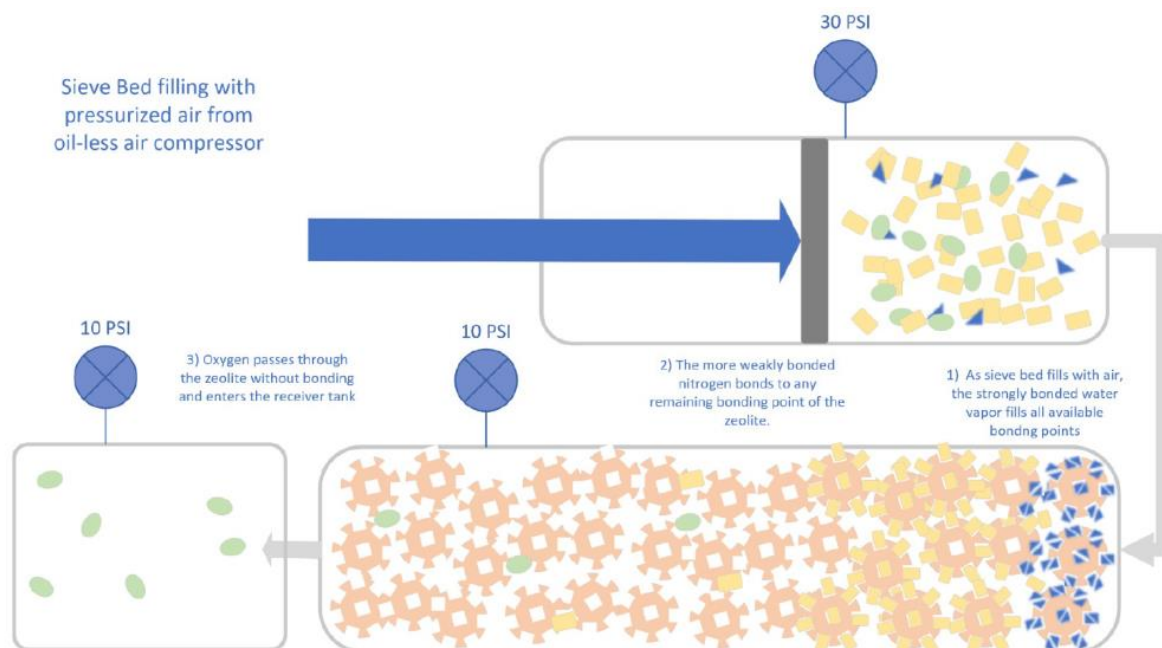


Figure 1.9 : Processus de filtration sous pression

Lorsque l'air comprimé traverse le tamis moléculaire, celui-ci adsorbe progressivement l'azote jusqu'à atteindre un point de saturation, au-delà duquel il ne peut plus en retenir. Pour régénérer le tamis, l'extrémité d'entrée d'air du cylindre est ouverte à l'atmosphère : la chute de pression qui en résulte à l'intérieur du cylindre permet à l'azote adsorbé de se désorber rapidement et de s'échapper, entraînant avec lui une partie de la vapeur d'eau — c'est ce que l'on appelle le **cycle de purge**. Toutefois, une fine couche de tamis saturé en eau demeure en entrée du cylindre ;

Chapitre 1 : Généralité sur les Concentrateurs d'Oxygène

cette **zone d'eau**, bien qu'elle ne soit plus capable d'adsorber l'azote, continue à agir comme un déshydratant sous pression, en retenant la vapeur d'eau lors des cycles suivants.

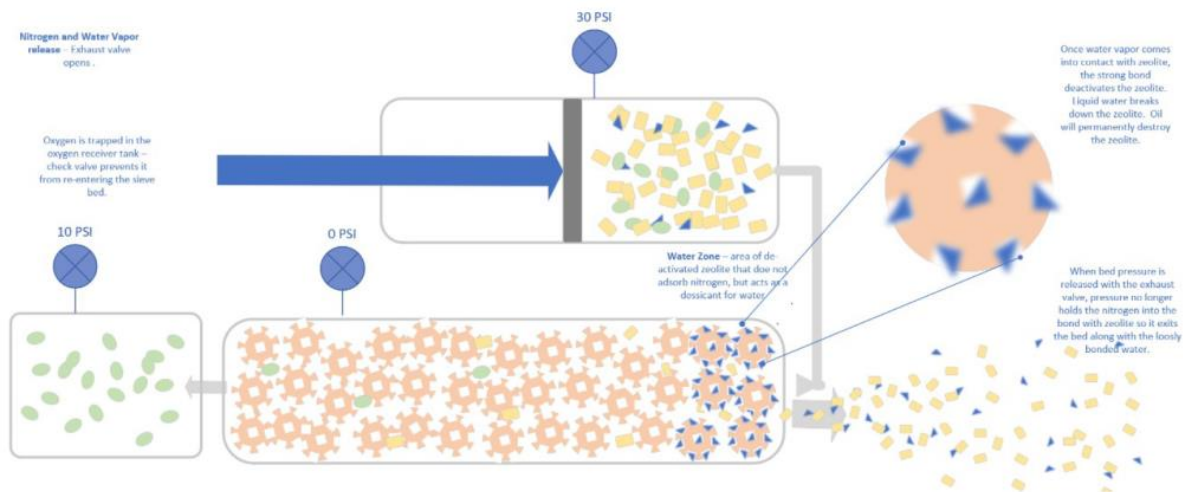


Figure 1.10 : Processus de purge

Pour garantir une alimentation continue en oxygène, les concentrateurs d'oxygène utilisent une configuration composée de **deux lits de tamis moléculaires** fonctionnant en alternance. Cette organisation cyclique permet à l'un des lits de produire de l'oxygène pendant que l'autre se régénère. Concrètement, pendant qu'un premier lit est en phase d'**adsorption**, le compresseur envoie de l'air comprimé à travers le tamis, où l'azote et la vapeur d'eau sont piégés, permettant ainsi de récupérer un flux d'oxygène concentré. Simultanément, le second lit, qui a été précédemment saturé, entre en phase de **désorption** : il est dépressurisé pour permettre l'évacuation de l'azote et de l'humidité retenus.

Ce fonctionnement cyclique est piloté par un **système de vannes** qui assure la synchronisation entre les différentes étapes. Au total, **sept vannes** sont impliquées :

- **2 vannes d'alimentation** : elles permettent l'admission de l'air comprimé dans chaque lit de tamis, en alternance.
- **2 vannes de purge** : situées en aval de chaque lit, elles permettent l'évacuation de l'azote et de la vapeur d'eau pendant la phase de régénération.
- **2 clapets anti-retour** : ils empêchent l'oxygène contenu dans le réservoir de retourner vers les lits de tamis, garantissant ainsi une circulation unidirectionnelle du gaz produit.

Chapitre 1 : Généralité sur les Concentrateurs d'Oxygène

- **1 vanne d'égalisation (EQ)** : elle assure une mise à l'équilibre des pressions entre les deux lits de tamis à la fin de chaque cycle. Son rôle est crucial car elle permet un transfert contrôlé de gaz entre le lit sous pression et le lit régénéré, réduisant ainsi les pertes d'énergie et améliorant l'efficacité globale du système.

Ce système de vannes, contrôlé de manière automatisée, permet un enchaînement rapide et efficace des cycles d'adsorption et de régénération, assurant ainsi une **production ininterrompue d'oxygène purifié** à chaque instant. L'alternance entre les deux colonnes et la coordination parfaite des vannes sont donc essentielles pour maintenir la performance et la fiabilité du concentrateur. [10]

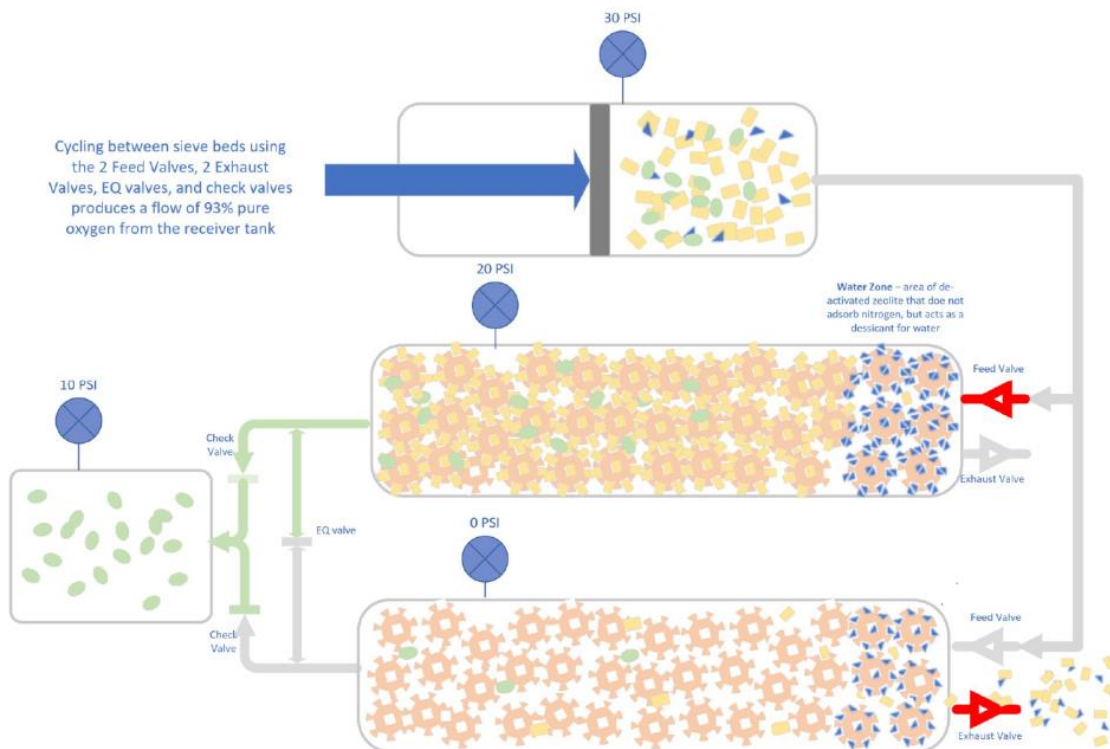


Figure 1.1 : Processus de fonctionnement en continu avec deux lits de filtre

L'oxygène collecté dans le réservoir de réception ne peut être libéré pour utilisation qu'à la vitesse à laquelle il est collecté. Si le débit d'oxygène du réservoir de réception dépasse la capacité du lit de tamis, **l'azote s'écoulera dans le réservoir de réception d'oxygène et réduira la pureté de l'oxygène**, et un excès de vapeur d'eau compromettra le tamis moléculaire.

Ainsi, le bon fonctionnement d'un concentrateur d'oxygène repose non seulement sur la compréhension des principes physico-chimiques de l'adsorption, mais également sur une

Chapitre 1 : Généralité sur les Concentrateurs d'Oxygène

coordination rigoureuse des composants mécaniques et fluidiques impliqués. Afin de garantir une production continue, stable et sécurisée de l'oxygène, il est indispensable de mettre en œuvre une **infrastructure complète comprenant des dispositifs électroniques, des composants pneumatiques, ainsi qu'un système de contrôle automatique précis**. La conception et l'intégration de ces éléments doivent être réalisées avec une grande minutie, car la moindre défaillance peut compromettre l'efficacité ou la sécurité du dispositif. L'ensemble de ces aspects techniques et fonctionnels, indispensables à la régulation du système, fera l'objet du chapitre suivant.

7. Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons exploré en détail le principe de fonctionnement des concentrateurs d'oxygène, en particulier ceux basés sur la technologie PSA (Pressure Swing Adsorption), en mettant en lumière le rôle central de la zéolite dans le processus de séparation des gaz. Nous avons également présenté les différentes configurations utilisées pour assurer une production continue d'oxygène, notamment l'utilisation de deux lits de tamis moléculaires fonctionnant en alternance. Le cycle d'adsorption-désorption, la dynamique de purge, et l'architecture des vannes ont été décrits afin de montrer la complexité du système et l'importance d'un équilibre précis entre les phases. Cette compréhension du procédé physique constitue une base essentielle pour aborder la conception technique du concentrateur. En effet, pour traduire ce fonctionnement en un système opérationnel et fiable, il est nécessaire de développer un ensemble cohérent de composants électroniques, pneumatiques et de contrôle, qui seront traités en détail dans le chapitre suivant.



CHAPITRE 2: Concentrateur d'oxygène d'un point de vue technique



Chapitre 2 : Concentrateur d'oxygène d'un point de vue technique

1. Introduction :

Pour bien saisir le fonctionnement général d'un concentrateur d'oxygène, il est essentiel d'examiner ses éléments physiques et structuraux. Ainsi, ce chapitre se focalise sur l'exposé minutieux du produit, en soulignant ses divers éléments physiques et techniques.

Dans le domaine médical, où la fiabilité, la mobilité et l'efficacité sont primordiales, chaque élément contribue de manière cruciale à la garantie d'une fourniture constante et sûre d'oxygène. En effet, le concentrateur ne représente pas uniquement une unité de production de gaz ; c'est un système sophistiqué qui regroupe divers sous-ensembles électroniques, mécaniques et pneumatiques, tous reliés entre eux et gérés par un circuit de contrôle intelligent. [12]

Dans ce chapitre, nous allons d'abord décrire le produit dans son ensemble, en mettant l'accent sur ses principales caractéristiques, ses dimensions, son mode de déplacement et son interface utilisateur. Par la suite, nous allons expliciter les équipements employés dans notre projet, en énumérant les divers éléments (tels que les électrovannes, le ventilateur, les capteurs, la carte Arduino, l'alimentation, etc.), leur fonction et leur fonctionnement. Nous allons enrichir cette description avec des diagrammes, des images et des tableaux synthétiques pour faciliter la visualisation globale du système.

Ce travail de mise en forme est une étape essentielle avant de passer à la phase de conception du circuit de commande et de simulation, qui sera abordée dans le prochain chapitre.

2. Les Concentrateurs d'oxygène :

2.1 Description :

Depuis le début des années 2000, de nombreuses entreprises à travers le monde se sont engagées dans la conception et la fabrication de concentrateurs d'oxygène à usage personnel (figure 2.1). Ces dispositifs médicaux jouent un rôle crucial dans l'oxygénothérapie à long terme, en permettant une production continue d'oxygène à partir de l'air ambiant, sans nécessiter de bouteilles d'oxygène comprimé.

De manière générale, les concentrateurs d'oxygène sont conçus pour un **fonctionnement continu 24h/24, 7j/7**, et ce pendant plusieurs années (généralement 5 ans ou plus), à condition de disposer d'une source d'alimentation électrique fiable et d'un entretien régulier assuré par les utilisateurs et le personnel technique. Ces appareils sont adaptés à une utilisation dans les établissements de santé de tout niveau, mais aussi à domicile, selon les besoins du patient.

Il existe aujourd'hui sur le marché une grande variété de concentrateurs d'oxygène personnels, proposés par différentes marques. Bien que ces dispositifs diffèrent par leur conception, leur ergonomie ou encore leurs fonctionnalités, **ils reposent tous sur le même principe de fonctionnement** : la technologie PSA (Pressure Swing Adsorption), fondée sur l'utilisation de

Chapitre 2 : Concentrateur d'oxygène d'un point de vue technique

tamis moléculaires — généralement à base de zéolite — pour séparer l'oxygène de l'air ambiant. Toutefois, ces concentrateurs se distinguent par leurs **systèmes de contrôle électronique**, qui varient selon le fabricant : certains modèles intègrent des capteurs intelligents, des modes de fonctionnement adaptatifs, ou encore une connectivité Bluetooth pour un suivi à distance. En termes de performance, les concentrateurs portables offrent généralement un **débit d'oxygène allant jusqu'à 3 litres par minute**, ce qui convient aux besoins ambulatoires ou à domicile pour les patients sous traitement léger à modéré. [13] En revanche, les concentrateurs fixes, notamment ceux équipés de **deux sorties indépendantes**, peuvent délivrer des débits plus élevés, atteignant **jusqu'à 20 litres par minute**, répondant ainsi aux exigences des établissements de soins ou des situations cliniques nécessitant une administration simultanée à plusieurs patients. Cette diversité de modèles reflète l'évolution technologique continue dans le domaine de l'oxygénothérapie, visant à combiner efficacité, autonomie et confort d'utilisation.

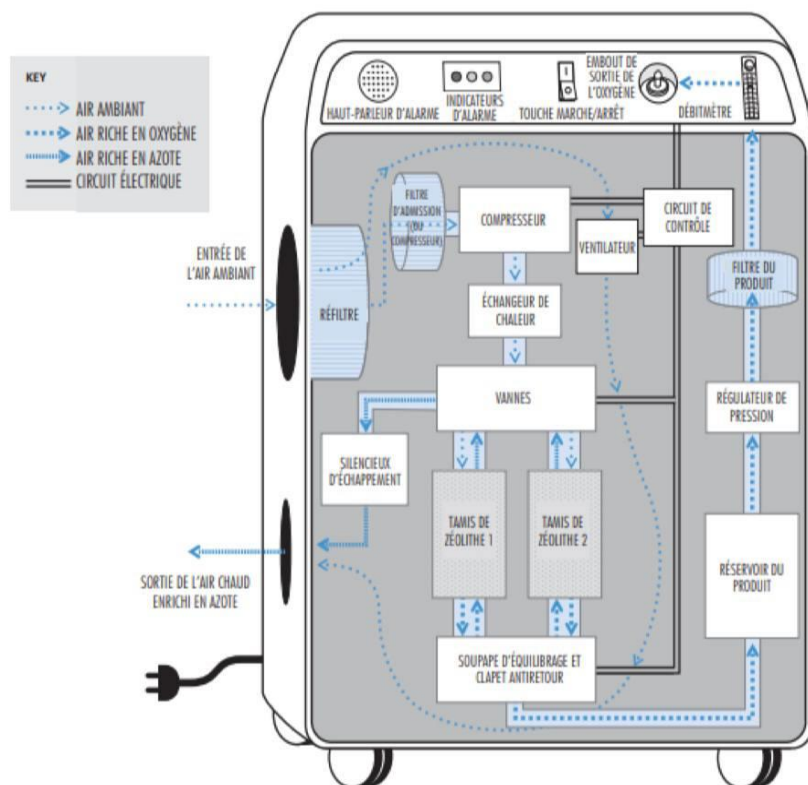


Figure 2.1 : concentrateur d'oxygène [14]

2.2 Organigramme fonctionnel :

Chapitre 2 : Concentrateur d'oxygène d'un point de vue technique

Tous les concentrateurs d'oxygène utilisant la technologie PSA (Pressure Swing Adsorption), indépendamment de leur marque ou type (stationnaire ou mobile), se fondent sur le même principe fondamental. Le système commence par aspirer l'air environnant à travers plusieurs filtres, y compris un préfiltre et un filtre d'entrée, qui sont conçus pour supprimer les particules et les contaminants. Par la suite, l'air est comprimé par un compresseur après avoir été filtré, puis il traverse un échangeur thermique pour réduire sa température. Cet air comprimé, une fois refroidi, est acheminé vers une colonne renfermant un tamis moléculaire en zéolithe, un minéral microporeux ayant une grande affinité pour l'azote à haute pression.

Effectivement, dans des conditions de haute pression (généralement près de 2,5 fois supérieure à la pression atmosphérique, soit environ 138 kPa ou 20 PSI), la zéolithe a une tendance marquée à adsorber l'azote contenu dans l'air. Cette méthode sert à isoler l'azote de l'oxygène, ce dernier étant ensuite recueilli en tant que gaz principal. Quand on diminue la pression dans la colonne, la zéolithe libère l'azote qu'il avait adsorbé dans l'atmosphère, ce qui permet de réactiver le tamis moléculaire pour le cycle suivant.

L'appareil intègre également un **système de sécurité et de contrôle de qualité** conçu pour garantir un fonctionnement fiable et sécurisé. Ce système surveille en permanence des paramètres critiques tels que la **pression interne** et la **pureté de l'oxygène délivré**. En cas d'anomalie — comme une fuite, un manque de pression, ou une baisse du taux d'oxygène en dessous du seuil requis — l'utilisateur est immédiatement averti par des **alertes sonores et/ou visuelles**, permettant ainsi une intervention rapide et limitant les risques pour le patient. Ces dispositifs de sécurité sont essentiels pour assurer la conformité aux normes médicales et la continuité des soins dans des conditions optimales. L'organigramme présenté ci-après illustre donc de manière synthétique et logique le **fonctionnement interne d'un concentrateur d'oxygène**, depuis la prise d'air jusqu'à l'administration au patient.



Figure 2.3 : Filtre d'admission pour concentrateur d'oxygène.

2.2.2 Compresseur à deux pistons :

Le compresseur à deux pistons (Figure 2.4), est un compresseur silencieux et qu'approuvé médicalement pour fournir de l'air à un patient. L'unité comprend une coupelle de deux pistons flexibles robustes 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. [15]

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.



Figure 2.4 : THOMAS-Compresseur à deux pistons.

2.2.3 Refroidisseur thermique :

Dans un concentrateur d'oxygène, les dissipateurs thermiques sont souvent utilisés en conjonction avec le **compresseur** et parfois avec les **composants électroniques de puissance**

Chapitre 2 : Concentrateur d'oxygène d'un point de vue technique

qui génèrent une chaleur considérable. Sans une dissipation thermique efficace, ces composants pourraient rapidement surchauffer, entraînant une diminution des performances, des pannes prématurées ou même des dommages irréversibles à l'appareil. Le ventilateur refroidisseur, dont nous avons parlé précédemment, est souvent couplé à un dissipateur thermique pour améliorer activement le flux d'air et, par conséquent, l'efficacité du refroidissement. [16]



Figure 2.5 : Vue à différents côtés du ventilateur.

2.2.4 Distributeurs 5/3 bistable (Electrovanne) :

Dans un concentrateur d'oxygène, les distributeurs à électrovanne sont des composants cruciaux qui orchestrent le flux des gaz, garantissant ainsi la production d'oxygène pur. Ces vannes, contrôlées électriquement, s'ouvrent et se ferment avec précision pour diriger l'air ambiant vers les lits de tamis moléculaire, puis pour purger l'azote et la vapeur d'eau, et enfin pour acheminer l'oxygène purifié vers le réservoir de stockage. Leur rôle est essentiel pour la commutation rapide et synchronisée entre les deux lits de tamis, permettant à l'un de se pressuriser et d'adsorber l'azote pendant que l'autre se dépressurise et se régénère. Cette danse complexe des ouvertures et fermetures, pilotée par l'électronique du concentrateur, est ce qui rend le processus de séparation de l'oxygène à la fois efficace et continu, assurant une alimentation constante en oxygène de haute pureté.

Dans un concentrateur d'oxygène typique utilisant deux lits de tamis (ce qui est la configuration la plus courante pour un fonctionnement continu), on retrouve généralement **sept vannes électromagnétiques** (électrovannes), comme mentionné précédemment. Chacune a un rôle spécifique et est cruciale pour le cycle de séparation de l'air :

1. **2 Vannes d'alimentation (Feed Valves)** : Une pour chaque lit de tamis. Elles contrôlent l'entrée de l'air comprimé dans le lit de tamis correspondant.

Chapitre 2 : Concentrateur d'oxygène d'un point de vue technique

2. **2 Vannes d'échappement/purge (Waste Valves)** : Une pour chaque lit de tamis. Elles s'ouvrent pour permettre la dépressurisation du lit et l'évacuation de l'azote et de la vapeur d'eau adsorbés.
3. **2 Clapets anti-retour (Check Valves)** : Placés après les lits de tamis, avant le réservoir de stockage d'oxygène. Bien qu'ils ne soient pas des électrovannes à proprement parler (ils fonctionnent passivement en fonction de la pression), ils sont souvent mentionnés dans le système de vannes car ils empêchent l'oxygène du réservoir de refluer vers les lits de tamis pendant le cycle de purge.
4. **1 Vanne d'égalisation (EQ Valve)** : C'est une électrovanne supplémentaire qui relie les deux lits de tamis. Elle est activée pendant une courte période entre les cycles pour équilibrer la pression entre le lit qui vient de terminer son cycle de production et celui qui va commencer son cycle de purge.

Certains systèmes plus complexes ou des concentrateurs industriels peuvent avoir un nombre de vannes légèrement différent ou des configurations supplémentaires pour optimiser le processus ou gérer plusieurs flux. Cependant, la configuration à sept vannes est la plus représentative des concentrateurs médicaux domestiques. [17]

Ces vannes sont généralement intégrées dans un **bloc collecteur** (ou "manifold") qui regroupe les différentes voies de circulation des gaz et les connexions électriques aux électrovannes. Ce bloc est conçu pour être compact et optimiser l'espace à l'intérieur du concentrateur. La coordination précise de l'ouverture et de la fermeture de ces électrovannes, contrôlée par le microprocesseur du concentrateur, est ce qui permet l'alternance des cycles de pressurisation et de purge, et donc la production continue d'oxygène de haute pureté.

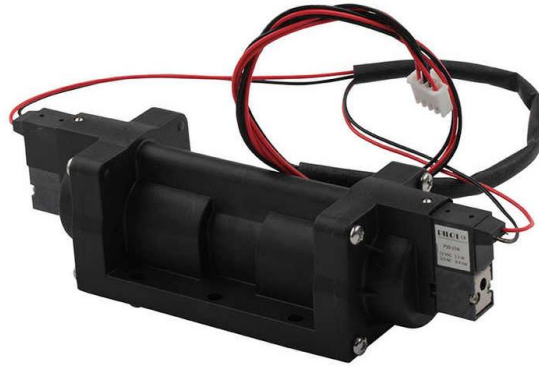


Figure 2.6 : Électrovanne de concentrateur d'oxygène à 4 voies à 2 positions

2.2.5 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. La 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 la zéolithe.



Figure 2.7 : Composants du système de concentration d'oxygène

2.2.6 Réservoir d'oxygène :

Le réservoir d'oxygène, souvent décrit comme une petite bouteille cylindrique, occupe une position centrale au sein du concentrateur, typiquement localisé entre les deux lits de tamis moléculaires. Ce composant est la destination finale de l'oxygène purifié, agissant comme un tampon de stockage avant que le gaz ne soit délivré au patient.

Chapitre 2 : Concentrateur d'oxygène d'un point de vue technique

Après que l'air ambiant ait été compressé et que l'azote, ainsi que la vapeur d'eau, aient été adsorbés par la zéolithe dans les lits de tamis, l'oxygène purifié est dirigé vers ce réservoir. Sa fonction est cruciale pour plusieurs raisons :

- **Lissage du débit** : Le processus de séparation de l'air est cyclique, alternant entre les deux lits de tamis. Le réservoir assure un flux continu et stable d'oxygène vers le patient, même pendant les phases de commutation des cycles des tamis. Sans ce réservoir, le débit d'oxygène au patient serait intermittent et fluctuant.
- **Réponse à la demande** : Il permet de répondre aux variations ponctuelles des besoins du patient. Si le patient a besoin d'un volume d'oxygène légèrement supérieur à ce que le concentrateur peut produire instantanément, le réservoir peut compenser ce pic de demande.
- **Protection du système** : En agissant comme un volume tampon, il aide à stabiliser la pression de sortie et à protéger les composants en aval des fluctuations.

Le réservoir d'oxygène est impérativement équipé d'une vanne de contrôle du débit. Cette vanne, souvent un rotamètre ou un dispositif électronique, permet au patient ou au soignant de réguler précisément la quantité d'oxygène délivrée, mesurée en litres par minute (LPM). C'est cette vanne qui assure que le patient reçoit la prescription exacte d'oxygène nécessaire à sa thérapie respiratoire. En somme, le réservoir d'oxygène n'est pas qu'un simple espace de stockage ; c'est un élément vital qui garantit la continuité, la stabilité et la réfutabilité de l'apport en oxygène thérapeutique.

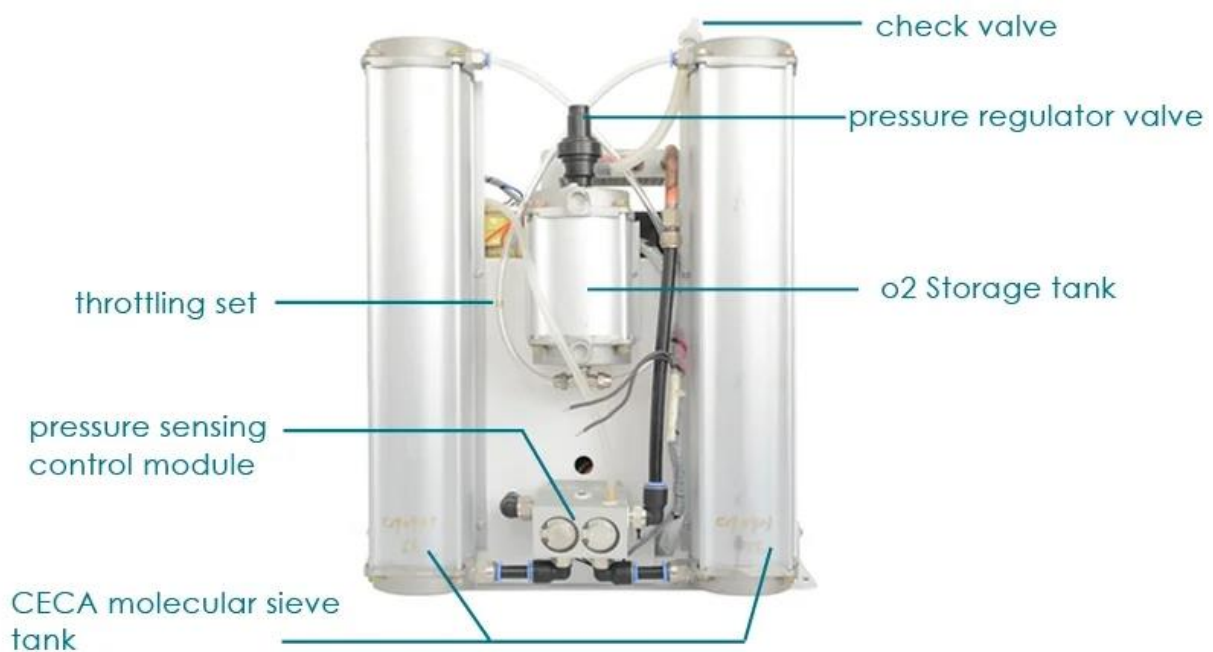


Figure 2.8 : Réservoir d'oxygène (O2 storage tank).

2.2.7 Le débit mètre :

Le **débitmètre** est un composant essentiel d'un concentrateur d'oxygène, agissant comme l'interface directe entre la machine et les besoins thérapeutiques du patient. Il est généralement situé sur le panneau avant de l'appareil, bien en vue et facilement accessible.

Son rôle principal est de **mesurer et d'afficher le débit d'oxygène** délivré au patient, habituellement en litres par minute (LPM). Le type le plus courant est le **rotamètre**, qui se compose d'un tube conique transparent gradué avec une petite bille (ou flotteur) à l'intérieur. Lorsque l'oxygène traverse le tube, la bille s'élève proportionnellement au débit du gaz. Le niveau atteint par la bille indique alors visuellement le débit précis. [18]

Le débitmètre permet au patient ou au personnel soignant de :

- **Régler précisément le débit prescrit** par le médecin, assurant ainsi que le patient reçoit la quantité exacte d'oxygène nécessaire à sa condition.
- **Vérifier en continu le bon fonctionnement** de l'appareil et le maintien du débit souhaité. Toute fluctuation anormale ou absence de mouvement de la bille peut indiquer un problème.

Chapitre 2 : Concentrateur d'oxygène d'un point de vue technique

En somme, le débitmètre est un instrument de contrôle et de surveillance indispensable, garantissant la **sécurité** et l'efficacité de l'oxygénothérapie en permettant une administration d'oxygène conforme aux spécifications médicales.



Figure 2.9 : Le débitmètre.

2.2.8 Capteur de Pression :

Le **capteur de pression** est un élément vital dans le fonctionnement d'un concentrateur d'oxygène, jouant un rôle crucial dans la surveillance et le contrôle du processus de séparation des gaz. Son objectif principal est de **mesurer la pression de l'air** à différents points clés du circuit, notamment après le compresseur, dans les lits de tamis moléculaires, et parfois au niveau du réservoir d'oxygène.

Ces capteurs fournissent des données en temps réel au microcontrôleur du concentrateur. Ces informations sont essentielles pour :

- **Optimiser le cycle de pression swing adsorption (PSA)** : Le processus de séparation de l'oxygène repose sur des cycles précis de pressurisation et de dépressurisation des lits de tamis. Les capteurs de pression permettent de s'assurer que les pressions atteintes sont optimales pour l'adsorption de l'azote et la libération de l'oxygène.
- **Détecter les anomalies** : Une pression trop basse pourrait indiquer une fuite ou un problème de compresseur, tandis qu'une pression trop élevée pourrait signaler une obstruction. Le capteur alerte le système en cas d'écart par rapport aux valeurs normales, déclenchant potentiellement une alarme ou un arrêt de sécurité.

Chapitre 2 : Concentrateur d'oxygène d'un point de vue technique

- **Protéger les composants** : En surveillant la pression, le capteur aide à prévenir les surpressions qui pourraient endommager les filtres, les vannes ou le compresseur lui-même.
- **Assurer la performance** : Une pression adéquate est directement liée à la pureté et au débit d'oxygène produit. Le capteur de pression contribue donc à maintenir l'efficacité globale du concentrateur.

En somme, le capteur de pression est les "yeux" du système pour la gestion des forces pneumatiques, garantissant que le concentrateur fonctionne de manière stable, sûre et efficace.



Figure 2.10 : Capteur de pression

2.2.9 Capteur d'Oxygène :

Le **capteur d'oxygène**, également appelé **analyseur d'oxygène** ou **capteur de pureté**, est sans doute l'un des composants les plus critiques d'un concentrateur d'oxygène pour la sécurité du patient. Son rôle fondamental est de **mesurer en continu la concentration (pureté) de l'oxygène** produit et délivré. [19]

Ces capteurs sont généralement de type électrochimique (cellules galvaniques) ou à ultrasons, et ils sont positionnés à la sortie du circuit de purification, juste avant que l'oxygène n'atteigne le débitmètre et le patient. Leurs fonctions incluent :

Chapitre 2 : Concentrateur d'oxygène d'un point de vue technique

- **Garantir la pureté thérapeutique** : Pour que l'oxygénothérapie soit efficace, l'oxygène doit avoir une pureté minimale (généralement $90 \% \pm 3 \%$). Le capteur d'oxygène vérifie que cette norme est respectée.
- **Déclencher les alarmes** : Si la pureté de l'oxygène descend en dessous d'un seuil prédéfini (par exemple, 85 % ou moins), le capteur envoie un signal au système de contrôle, qui active une alarme visuelle et/ou sonore pour avertir l'utilisateur ou le soignant d'une pureté insuffisante.
- **Ajuster les paramètres** : Certains concentrateurs avancés peuvent utiliser les données du capteur d'oxygène pour ajuster dynamiquement les paramètres de fonctionnement (comme la vitesse du compresseur ou les temps de cycle des vannes) afin de tenter de restaurer la pureté optimale.
- **Assurer la sécurité du patient** : C'est la fonction la plus importante. Un oxygène de pureté insuffisante pourrait ne pas fournir le soutien respiratoire nécessaire au patient, ce qui pourrait avoir des conséquences graves. Le capteur d'oxygène est la dernière ligne de défense pour s'assurer que le patient reçoit un traitement efficace et sûr.

En résumé, le capteur d'oxygène est le garant de la qualité du produit final, assurant que l'oxygène délivré est conforme aux exigences médicales et que le patient bénéficie d'une thérapie sûre et efficace.



Figure 2.11 : Capteur d'oxygène

2.2.10 Unité de Control :

L'**unité de contrôle**, souvent appelée **carte de commande** ou **carte électronique principale**, est le cerveau du concentrateur d'oxygène. C'est un microprocesseur ou un ensemble de circuits intégrés qui gère et coordonne toutes les opérations de l'appareil pour assurer une production d'oxygène efficace et sécurisée.

Chapitre 2 : Concentrateur d'oxygène d'un point de vue technique

Ses fonctions principales incluent :

- **Gestion du cycle PSA (Pressure Swing Adsorption)** : L'unité de contrôle synchronise avec précision l'ouverture et la fermeture des électrovannes. Elle alterne la pressurisation et la dépressurisation des lits de tamis moléculaires pour optimiser l'adsorption de l'azote et la libération de l'oxygène, garantissant ainsi une pureté constante.
- **Surveillance des capteurs** : Elle reçoit et interprète les données des divers capteurs du concentrateur, notamment le **capteur de pression** (pour vérifier les niveaux de pression et détecter les fuites ou obstructions) et le **capteur d'oxygène** (pour contrôler en permanence la pureté de l'oxygène produit).
- **Contrôle du compresseur et du ventilateur** : L'unité de contrôle régule la vitesse et le fonctionnement du compresseur pour maintenir la pression nécessaire, et elle active le ventilateur refroidisseur pour dissiper la chaleur et prévenir la surchauffe des composants.
- **Gestion des alarmes et des diagnostics** : Si l'un des paramètres mesurés sort des plages de fonctionnement sécuritaires (pureté de l'oxygène trop basse, pression anormale, surchauffe, etc.), l'unité de contrôle déclenche des alarmes visuelles et/ou sonores pour avertir l'utilisateur. Elle peut aussi enregistrer des codes d'erreur pour faciliter le diagnostic en cas de panne.
- **Interface utilisateur** : Elle gère l'affichage des informations (débit, pureté, temps de fonctionnement) et les réglages effectués par le patient ou le soignant via le panneau de commande.

Chapitre 2 : Concentrateur d'oxygène d'un point de vue technique



Figure 2.12 : Unité de control d'un concentrateur d'oxygène

Parmi les défis majeurs rencontrés dans le maintien et l'exploitation des concentrateurs d'oxygène, l'indisponibilité des cartes de contrôle constitue un frein essentiel. Ces cartes, rares et souvent spécifiques à chaque modèle, sont à l'origine d'interruptions prolongées de service lorsque surviennent des pannes, faute de pièces de rechange facilement accessibles.

Pour pallier cette limitation, l'objectif de ce travail consiste à concevoir une carte électronique universelle capable de piloter différents types d'électrovannes — qu'elles soient alimentées en 5 V DC, 12 V DC, 24 V DC ou 220 V AC — tout en assurant la gestion du cycle PSA. L'approche méthodologique implique l'étude approfondie des protocoles de commande des électrovannes, le développement d'un circuit de pilotage modulable et l'intégration d'un microcontrôleur doté d'interfaces multi-tensions. Ce projet vise non seulement à améliorer la disponibilité des cartes de contrôle, mais aussi à offrir une solution adaptable et pérenne pour l'optimisation des concentrateurs existants. [20]

3. Développement d'un nouveau système de control :

Un concentrateur d'oxygène de technologie PSA équipé de sept électrovannes (deux pour l'admission, deux pour la purge, deux pour la sortie d'oxygène, et une pour l'égalisation de pression) fonctionne selon un cycle global d'environ 12 à 14 secondes, soit près de 4 à 5 cycles complets par minute. Chaque demi-cycle dure ainsi approximativement 6 à 7 secondes : une

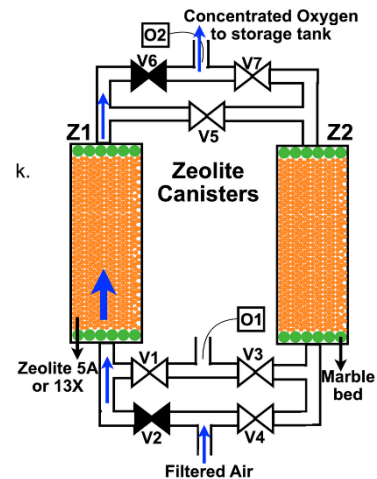
Chapitre 2 : Concentrateur d'oxygène d'un point de vue technique

phase de pressurisation-adsorption d'environ 5 s, suivie par une phase de purge et d'égalisation correspondant à 5 %–8 % ($\approx 0,6$ s) pour la purge et 8 %–10 % ($\approx 0,8$ s) pour l'égalisation, ces durées pouvant légèrement varier selon le débit visé (ex : 10 L/min).

Un cycle complet inclut ainsi :

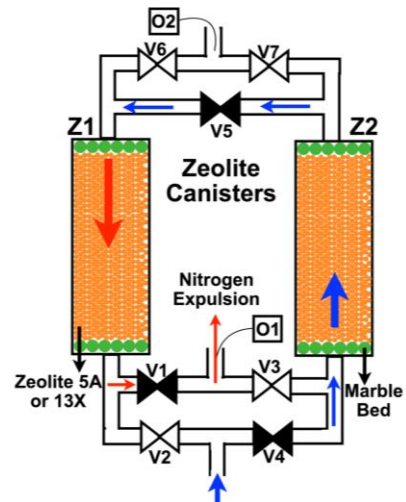
Step1 :

- 1) V2 et V6 ouvertes
- 2) V1, V3, V4, V5 et V7 fermés
- 3) L'air filtré passe à travers Z1 pour 5sec
- 4) L'oxygène pur à la sortie s'oriente vers le réservoir de stockage



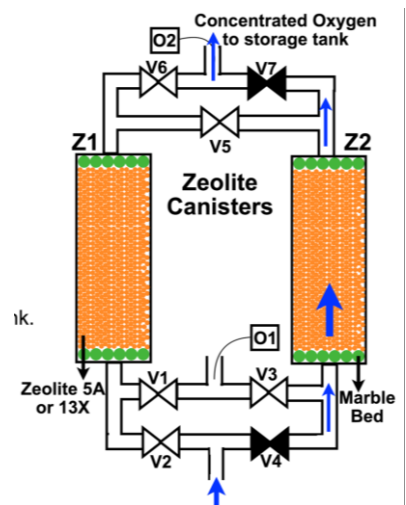
Step 2 :

- 1) V2, V3, V6 et V7 fermés
- 2) V1, V4 et V5 ouverts
- 3) L'air filtré passe à travers Z2 pour 0.6sec
- 4) Expulsion du Nitrogène et nettoyage de Z1



Step 3 :

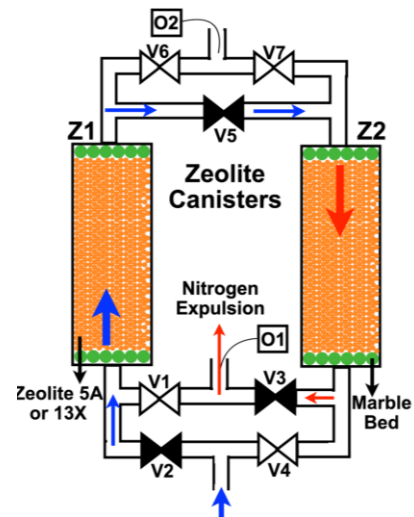
- 1) V1, V2, V3, V5 et V6 fermés
- 2) V4 et V7 ouverts
- 3) L'air filtré passe à travers Z2 pour 5sec
- 4) L'oxygène pur à la sortie s'oriente vers le réservoir de stockage



Chapitre 2 : Concentrateur d'oxygène d'un point de vue technique

Step 4 :

- 1) V1, V4, et V7 fermés
- 2) V2, V3 et V5 ouverts
- 3) L'air filtré passe à travers Z1 pour 0.6sec
- 4) Expulsion du Nitrogène et nettoyage de Z2



Chaque cycle est donc composé de deux demi-cycles alternés (lit A puis lit B) permettant la production continue d'oxygène à haute pureté ($\approx 95\%$). Des variantes dites « rapides » (RPSA/RCPSA) utilisent des cycles plus courts (3–5 s), atteignant jusqu'à 12–20 cycles par minute, pour les concentrateurs portables. Toutefois, un cycle de 12–14 s reste optimal pour la plupart des appareils domestiques ou à usage médical standard, garantissant équilibre entre pureté, efficacité et longévité des tamis moléculaires.

3.1 Implémentation de la commande des électrovannes :

L'implémentation d'un système de commande d'électrovannes par microcontrôleur nécessite des composants de pilotage externes pour gérer des charges de tension et courant élevées. Chaque électrovanne — souvent des modèles 3/2 NC fonctionnant sous 12 à 24 V DC ou bien 220VAC est pilotée via un MOSFET logique (ex. IRFZ44N ou IRLZ34N) ou un relais à transistor, permettant de commuter la puissance de la vanne tout en protégeant le microcontrôleur. Dans notre cas nous avons choisi un microcontrôleur de type ATmega328P délivré avec la carte Arduino Uno. Cette dernière est une carte microcontrôleur open-source basée sur un ATmega328P, lancée en 2010. Elle constitue l'une des plateformes les plus accessibles et largement documentées pour l'apprentissage de l'électronique et de la programmation. Celle-ci offre **14 broches numériques d'entrée/sortie** (dont 6 multiplexées en PWM), **6 entrées analogiques**, un oscillateur à 16 MHz, ainsi qu'un connecteur USB, un connecteur d'alimentation externe et un bouton de réinitialisation [21]



Figure 2.13 : La carte Arduino Uno

Avant de passer à la programmation de notre carte de commande, il est fondamental d’établir un **tableau logique et chronologique** détaillant l’enchaînement des phases de commande des sept électrovannes. Ce tableau doit reprendre, pour chaque phase, la **séquence précise des ouvertures/fermetures de vannes**, les **durées calibrées** (par exemple 5–7 s en mode standard) et les **périodes intermédiaires d’égalisation** ($\approx 0,5\text{--}1\text{ s}$) ainsi que la valeur décimale qui sera employé dans le codage. Sachant que les électrovannes excitées seront en position ouverte (1) et l’inverse pour les autres

Etapes	V1 V2 V3 V4 V5 V6 V7	Durée	Valeur Décimale
Step 1	0 1 0 0 0 1 0	5sec	34
Step 2	1 0 0 1 1 0 0	600ms	76
Step 3	0 0 0 1 0 0 1	5sec	9
Step 4	0 1 1 0 1 1 0	600ms	54

Tableau2 : Table logique et chronologique de la commande les électrovannes d’un concentrateur d’oxygène.

Afin de simplifier et d’optimiser la commande des électrovannes, nous utilisons la transmission de valeurs *décimales* directement au registre **PORTD** de l’Arduino Uno. Chaque valeur décimale représente l’état simultané des sept vannes selon le tableau logique établi : par exemple, **34** (0100010 en binaire) active les vannes V2 et V6, tandis que **76**, **9** et **54** commandent les étapes suivantes. L’écriture de ces valeurs dans PORTD (PORTD = 34;, etc.) permet une commutation instantanée et parfaitement synchronisée de toutes les vannes, contrairement à digitalWrite() qui impose des appels séparés et des retards d’environ **5 à 6 μs par broche**. L’accès direct au registre prend **1 cycle d’horloge** ($\sim 62\text{ ns}$), soit un gain de

Chapitre 2 : Concentrateur d'oxygène d'un point de vue technique

performance environ **60 à 100 fois supérieur**, garantissant une cohérence temporelle indispensable pour le cycle PSA. Cette méthode offre une précision accrue, une utilisation mémoire réduite et une robustesse accrue dans le pilotage des électrovannes critiques de notre système.

Le code Arduino utiliser dans cette phase est donné comme suit :

```
void setup() {
  DDRD = B01111111; // Configure D0..D6 en sorties
}

void loop() {
  PORTD = 34; // étape 1 : binaire 0100010 → vannes V2 et V6 ouvertes
  delay(5000);

  PORTD = 76; // étape 2 : binaire 1001100 → V1, V4, V5 ouvertes
  delay(600);

  PORTD = 9; // étape 3 : binaire 0001001 → V4 et V7 ouvertes
  delay(5000);

  PORTD = 54; // étape 4 : binaire 0110110 → V2, V3, V5, V6 ouvertes
  delay(600);

  // Puis retour à l'étape 1
}
```

Afin d'atteindre notre objectif — développer une carte universelle capable de piloter différents types d'électrovannes (12 V DC, 24 V DC, 220 V AC) — il est indispensable d'associer, pour chaque type, un circuit de pilotage adapté interchangeable selon l'électrovanne rencontrée. Concrètement, cela implique :

- **Electrovannes 12/24 V DC** : utilisation des relais ou bien de **MOSFET logiques** (comme l'IRLZ44N) ou de transistors Darlington (TIP120), couplés à des diodes de roue libre pour évacuer les surtensions inductives, assurant ainsi une commutation sûre et rapide.
- **Electrovannes 220 V AC** : commande via des **modules relais adaptés** ou des **triacs/rélévateurs**, garantissant une isolation galvanique entre le microcontrôleur et la haute tension, avec ajout de snubbers pour réduire les interférences électromagnétiques (EMI) générées lors de commutations AC.

Chaque circuit de puissance est conçu comme un **module interchangeable**, piloté par l'Arduino Uno via un signal 5 V, selon le type d'électrovanne détecté ou configuré. Cette

Chapitre 2 : Concentrateur d'oxygène d'un point de vue technique

architecture modulaire assure une **flexibilité maximale**, car la carte ajuste dynamiquement son circuit de pilotage en fonction des besoins, tout en garantissant une sécurité optimale, notamment en cas de surtensions ou de coupures de courant.

L'activation de chaque module se fait à travers une cavalière qui relie l'alimentation avec le module. Lorsque l'on place un cavalier sur un connecteur spécifique, on **relie l'alimentation** au module de puissance correspondant. Par exemple :

- Jumper sur la position **12 V** → alimente le circuit de MOSFET 12 V
- Jumper sur **24 V** → module MOSFET 24 V
- Jumper sur **220 V AC** → module relais/triac pour courant alternatif

Cela permet de **sélectionner manuellement** le module approprié en fonction du type d'électrovanne utilisée, sans nécessiter de commutation logicielle complexe. C'est une solution simple, robuste et facilement reproductible. Ainsi, chaque cavalière relie **physiquement la source d'alimentation** au module adapté, garantissant un routage sécurisé et transparent du signal de commande Arduino vers le module de puissance sélectionné. [22]

3.2 Module électrovanne 12VDC et 24 VDC :

Le module de commande d'électrovannes 12 V DC et 24VDC repose sur un **MOSFET canal N logique** alimenté à partir de l'Arduino (5 V) et permettant de commuter efficacement des charges inductives modérées (400 mA à 1 A).

Le schéma ci-dessous illustre un **module de commande pour électrovanne 12 V DC ou 24VDCV**, utilisant un **MOSFET logique de type IRLZ44N (Q4)** monté en commutation basse (low-side) :

- Le drain du MOSFET est connecté à la borne négative de l'électrovanne (EV1), l'autre borne étant reliée à l'alimentation **+12 V / 24 V DC**, tandis que la source est connectée à la masse.
- L'Arduino, depuis la broche **PB0**, commande le **gate** via une **résistance R2 (100 Ω)**, qui amortit les éventuels effets parasites et protège la sortie du microcontrôleur.
- Une **LED témoin associée à la résistance R5 (330 Ω)** indique visuellement l'activation de la vanne lorsqu'un signal HIGH est envoyé à PB0.

Chapitre 2 : Concentrateur d'oxygène d'un point de vue technique

- La **diode D1 (1N4007)**, en antiparallèle à la bobine de l'électrovanne, protège le MOSFET des surtensions induites par la commutation inductive.
- Ce montage permet de commuter des charges allant jusqu'à 1–2 A avec une très faible chute de tension (grâce à la faible $R_{DS(on)}$ du MOSFET), assurant efficacité et fiabilité même sous des cycles rapides de fonctionnement.

En résumé, cette architecture est parfaitement adaptée au pilotage d'électrovannes 12 V DC dans un concentrateur d'oxygène : le microcontrôleur reste protégé, la commutation est rapide, et le circuit est simple, modulaire et extensible.

L'alimentation du module est assurée par un **bloc 12 V dédié**, distinct de la carte Arduino, avec une **masse commune** pour garantir l'intégrité du signal de commande. Cette configuration modulaire permet de piloter jusqu'à sept électrovannes en conservant une robustesse thermique et électrique, essentielle aux contraintes du cycle PSA d'un concentrateur d'oxygène. Enfin, l'utilisation d'un MOSFET logique répond à la fréquence de cycle ($\approx 5\text{--}7$ s par demi-cycle), tout en minimisant la consommation auxiliaire et la complexité de la carte universelle. Un LED témoin a été ajouté à la commande pour bien visualiser le fonctionnement des cycles

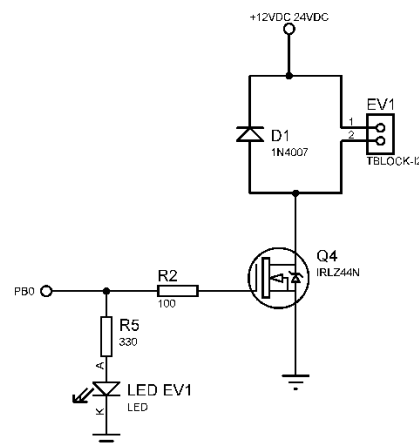


Figure 2.14 : Circuit pilot pour les électrovannes 12VDC

3.3 Module électrovanne 220VAC :

Le schéma représente un circuit de pilotage d'une électrovanne 220 V AC via Arduino, utilisant un relais commandé par un transistor NPN (2N2222) :

- Le relais RL-EV3 (G5CLE-1-DC5) est alimenté en 5 V, avec la bobine reliée au +5 V d'un côté et au collecteur du transistor Q3 (2N2222) de l'autre.

Chapitre 2 : Concentrateur d'oxygène d'un point de vue technique

- La broche PB3 de l'Arduino est connectée à la base de Q3 via la résistance R6 (1 k Ω). Lorsque PB3 passe à HIGH, environ 4,3 mA circulent dans la base de Q3, saturant le transistor et activant le relais.
- La résistance de pull-down R7 (330 Ω) limite le courant à travers la LED témoin LED EV3, qui signale l'état du relais.
- La diode D3 (1N4007) en antiparallèle avec la bobine du relais protège le transistor contre les surtensions générées à l'ouverture de la bobine (effet de retour dû à l'inductance).
- Les bornes COM et NO du relais contrôlent l'alimentation secteur : la phase (ACP) est dirigée vers l'électrovanne (EV3) seulement lorsque le relais est activé, tandis que l'autre borne (ACN) est reliée au neutre AC.

Ce montage assure une isolation galvanique entre l'Arduino (logique 5 V) et le réseau 220 V AC, tout en permettant un pilotage fiable et protégé de la vanne. L'ajout de la LED offre un retour visuel immédiat de l'état du module, et la diode de roue libre garantit la longévité du transistor Q3 et la stabilité du circuit de commande

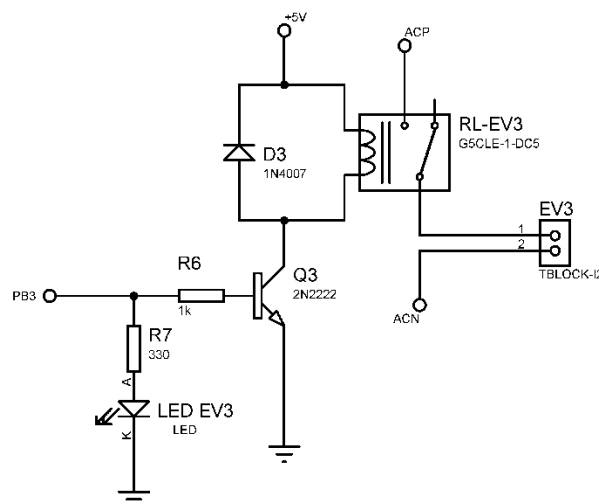


Figure 2.15 : Circuit pilote pour les électrovannes 220VAC

Chapitre 2 : Concentrateur d'oxygène d'un point de vue technique

Afin d'assurer le bon fonctionnement de notre module universel, un circuit d'alimentation dédié doit être conçu. Ce dernier doit fournir trois tensions : 9 V DC (pour l'alimentation des capteurs de pression et de pureté d'oxygène), ainsi que 12 V DC et 24 V DC, destinés à l'alimentation des modules d'électrovannes.

3.4 Le circuit d'alimentation :

Le circuit d'alimentation de notre module universel débute par un **transformateur d'alimentation AC-AC**, capable de réduire le secteur 220 V AC vers une tension secondaire de **24 VAC**, générée par un transformateur de 220 V → 24 V. Cette tension alternative est ensuite **rectifiée et régulée** par des circuits pour produire les tensions **9 V DC**, **12 V DC** et **24 V DC**. Le 9 V est dédié à l'éclairage des capteurs de pression et d'oxygène, tandis que les sorties 12 V et 24 V alimentent respectivement les modules d'électrovannes correspondants.

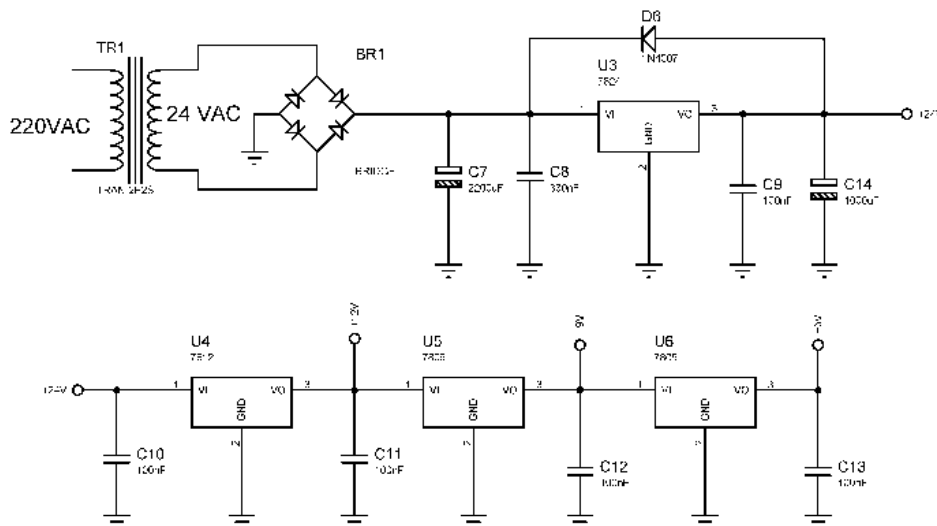


Figure 2.16 : Circuit d'alimentation stabilisée

Le montage peut être divisé en plusieurs sections :

1. Section de transformation et redressement (Partie supérieure gauche) :

- **TR1 (TRAN-2F25)** : C'est un transformateur qui abaisse la tension alternative du secteur (220 VAC) à une tension alternative plus basse, ici 24 VAC.

Chapitre 2 : Concentrateur d'oxygène d'un point de vue technique

- **BR1 (BRIDGE)** : C'est un pont redresseur. Il convertit la tension alternative de 24 VAC en une tension continue pulsée (non régulée).
- **C7 (2200 μ F)** : Ce condensateur de filtrage est placé après le pont redresseur. Il lisse la tension pulsée en une tension continue plus stable, mais qui peut encore contenir des ondulations.

2. Section de régulation 24V (Partie supérieure droite) :

- **U3 (7824)** : C'est un régulateur de tension linéaire de la série 78XX. Le "24" dans "7824" indique qu'il régule la tension d'entrée à une sortie stable de +24V.
- **C8 (330 μ F), C9 (100 μ F), C14 (1000 μ F)** : Ce sont des condensateurs de découplage et de filtrage. Ils aident à stabiliser la tension de sortie du régulateur et à réduire les bruits. C8 est typiquement un condensateur d'entrée pour le régulateur, tandis que C9 et C14 sont des condensateurs de sortie. C14, avec sa valeur plus élevée, fournit un meilleur filtrage de la tension de sortie.
- **D6 (1N4007)** : Cette diode est placée en parallèle avec le régulateur U3. Elle est souvent utilisée comme diode de protection contre les inversions de polarité ou pour décharger le condensateur de sortie lors de l'arrêt du circuit, protégeant ainsi le régulateur.[23]

3. Sections de régulation secondaires (Partie inférieure) : Ces sections prennent la tension régulée de +24V comme entrée et la régulent à des tensions inférieures.

- **U4 (7812)** : Régulateur de tension linéaire qui prend le +24V et fournit une sortie stable de +12V.
- **C10 (100 μ F), C11 (100 μ F)** : Condensateurs de découplage pour les régulateurs U4 et U5. C10 est en entrée de U4 et C11 est en entrée de U5.
- **U5 (7809)** : Régulateur de tension linéaire qui prend le +12V (sortie de U4) et fournit une sortie stable de +9V. Notez qu'il est alimenté par le +12V, ce qui est correct.
- **C12 (100 μ F)** : Condensateur de découplage en entrée de U6.
- **U6 (7805)** : Régulateur de tension linéaire qui prend le +9V (sortie de U5) et fournit une sortie stable de +5V.

Chapitre 2 : Concentrateur d'oxygène d'un point de vue technique

- **C13 (100 μ F)** : Condensateur de découplage en sortie de U6.

4. Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté en détail la conception du système de commande des électrovannes et le développement d'un circuit d'alimentation multi-niveaux, dans le but de créer une carte universelle adaptée à différents types d'électrovannes (5 V, 12 V, 24 V DC et 220 V AC). La logique de commande, basée sur un microcontrôleur Arduino Uno, a été élaborée à partir d'un tableau logique et chronologique représentant le cycle de fonctionnement d'un concentrateur d'oxygène à 7 électrovannes. Des composants adaptés, tels que des transistors MOSFET pour les charges DC et des relais pour les charges AC, ont été sélectionnés afin de garantir un pilotage fiable, sécurisé et adaptable à divers environnements.

Le circuit d'alimentation, conçu à partir d'un transformateur 220 V/24 V, d'un pont redresseur et de régulateurs linéaires (7824, 7812, 7809 et 7805), permet de fournir des tensions stables et filtrées pour l'ensemble du système. Des dispositifs de protection tels que des diodes anti-retours et des dissipateurs thermiques ont été intégrés pour prévenir les risques de surtension, de surchauffe ou de dysfonctionnement.

Ce travail constitue une base matérielle solide et fonctionnelle pour le système envisagé. Il offre une plateforme flexible, modulaire et universelle, apte à s'adapter aux différentes configurations des concentrateurs d'oxygène industriels ou médicaux.

Le **chapitre suivant** sera consacré à la **réalisation de ces montages sous forme de circuits imprimés (PCB)**. Il traitera de la conception des schémas électroniques sous logiciel de CAO (tels que ISIS et ARES de Proteus), du placement des composants, du routage, ainsi que de la préparation des fichiers de fabrication. Cette étape vise à transformer la maquette de développement en un système compact, fiable et reproductible, prêt pour l'intégration dans des applications réelle

Chapitre 2 : Concentrateur d'oxygène d'un point de vue technique



CHAPITRE 3: Conception du nouveau circuit de commande



Chapitre 3 : Conception du nouveau circuit de commande

1. Introduction :

Après avoir défini l'architecture fonctionnelle du système de commande et d'alimentation, ce chapitre est dédié à la conception électronique détaillée et à la simulation du circuit de commande du concentrateur d'oxygène. L'objectif principal est de passer de l'étape théorique à une implémentation concrète, en utilisant des outils de conception assistée par ordinateur (CAO) tels que ISIS pour la simulation du schéma électronique, et ARES pour la réalisation du routage sur circuit imprimé (PCB).

Cette étape permettra de représenter de manière précise le câblage logique du microcontrôleur, des modules de puissance (MOSFET, relais), des électrovannes, ainsi que du circuit d'alimentation multi-tension. Des simulations seront menées afin de valider le comportement du circuit, vérifier les états logiques des sorties, la chronologie des séquences de commutation, et anticiper d'éventuelles erreurs ou conflits de conception.

Le développement des schémas sous ISIS et leur validation via simulation représentent une étape clé dans la fiabilisation du système avant sa fabrication physique. Ce chapitre inclura également l'élaboration du circuit imprimé (PCB), avec une attention particulière portée au placement des composants, à la dissipation thermique, aux largeurs de pistes, à la compatibilité électromagnétique, et à la sécurité électrique.

L'ensemble de ce travail vise à produire un module de commande compact, fiable, modulaire et universel, capable d'être intégré dans divers modèles de concentrateurs d'oxygène, en assurant une performance constante et sécurisée.

2. Organigramme principale :

L'organigramme principal constitue une représentation logique du fonctionnement séquentiel du concentrateur d'oxygène. Il permet de modéliser les différentes étapes de commande, de contrôle et de sécurité, qui seront ensuite traduites en algorithme pour la programmation du microcontrôleur.

Le processus débute par l'activation automatique du compresseur et du ventilateur, éléments essentiels pour assurer la mise en pression de l'air ambiant et le refroidissement du système. Simultanément, le microcontrôleur engage la commande séquentielle des électrovannes, selon un cycle logique basé sur la technologie PSA (Pressure Swing Adsorption). Chaque électrovanne est pilotée à l'aide de signaux binaires envoyés via les ports numériques, en respectant une chronologie précise (temporisation de 5 s pour les phases d'adsorption, 600 ms pour les transitions).[24]

Après trois à quatre cycles de fonctionnement, une phase de contrôle des capteurs est lancée. Deux paramètres clés sont vérifiés :

La pression dans les conduits du système, mesurée via un capteur analogique ;

Le taux d'oxygène dans le réservoir interne, mesuré par un capteur de pureté. Si la pression détectée est inférieure à 20 PSI, cela signale une défaillance potentielle du système, pouvant résulter d'une fuite au niveau des raccords, d'un mauvais fonctionnement du compresseur, ou d'un blocage mécanique. Dans ce cas, le système déclenche une alarme sonore continue, avertissant l'utilisateur d'un problème critique, suivie d'un arrêt total et sécurisé de la machine

Chapitre 3 : Conception du nouveau circuit de commande

pour éviter tout dommage. Dans un second cas, si le capteur détecte que la pureté de l'oxygène est inférieure à 85 %, cela indique une performance insuffisante du tamis moléculaire ou un vieillissement du système. Une alarme sonore sous forme de bips intermittents est alors activée, accompagnée d'un message d'erreur invitant l'utilisateur à contacter le service technique. Toutefois, contrairement au cas précédent, l'appareil continue à fonctionner, permettant de maintenir un apport en oxygène tant qu'aucun autre paramètre critique n'est détecté. Ce système logique assure ainsi une gestion autonome, intelligente et sécurisée du concentrateur, en combinant des séquences de commande précises et des mécanismes de surveillance en temps réel. L'organigramme principal fonctionnel de notre concentrateur est présenté dans la figure ci-dessous.

Chapitre 3 : Conception du nouveau circuit de commande

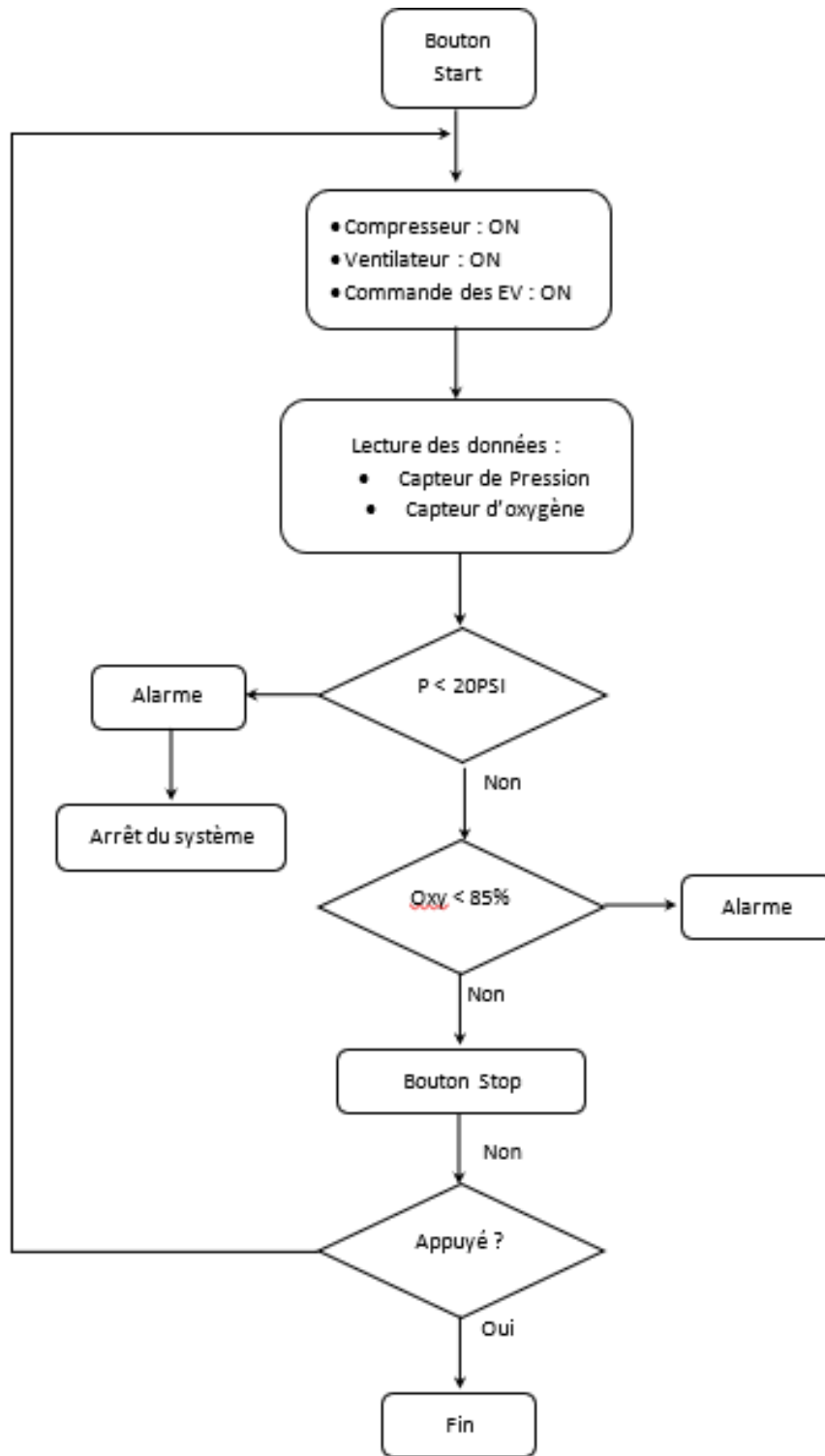


Figure 3.1 : Organigramme de fonctionnement général

3 .Code Arduino :

Dans cette section, nous présentons le programme embarqué développé sur une carte Arduino Uno, destiné à assurer la commande automatique et sécurisée du concentrateur d'oxygène selon l'organigramme présenté au paravent. Le code implémente la logique de commutation des sept

Chapitre 3 : Conception du nouveau circuit de commande

électrovannes à travers des valeurs décimales prédéfinies, correspondant à des séquences binaires spécifiques pour chaque phase du cycle PSA. L'Arduino active également le compresseur et le ventilateur dès le démarrage, puis exécute les différentes étapes en respectant les temporisations imposées par le processus d'adsorption. Après plusieurs cycles (au minimum quatre), le système réalise une lecture des capteurs de pression et de taux d'oxygène afin de vérifier la stabilité et l'efficacité du dispositif. En cas de défaillance détectée (pression < 20 PSI ou pureté < 85 %), des alarmes sonores appropriées sont déclenchées, et un arrêt automatique peut être engagé pour protéger les composants. Ce code permet ainsi une gestion entièrement automatisée et autonome du fonctionnement du concentrateur, tout en intégrant des mécanismes de sécurité intelligents adaptés aux exigences biomédicales.

```
// --- Broches ---
const int compresseurPin = 2;
const int ventilateurPin = 3;
const int vannes[7] = {4, 5, 6, 7, 8, 9, 10}; // V1 à V7
const int alarmeContinuePin = 11;
const int alarmeBipPin = 12;
const int pressionPin = A0;
const int oxygenePin = A1;

// --- Seuils ---
const float seuilPression = 20.0; // en PSI
const float seuilOxygene = 85.0; // en %

int compteurCycles = 0;

// --- Séquence de commutation des électrovannes ---
struct Etape {
    byte valeurDecimale;
    unsigned int duree; // en ms
};
```

Chapitre 3 : Conception du nouveau circuit de commande

```
Etape sequence[] = {
    {34, 5000}, // 0100010
    {76, 600}, // 1001100
    {9, 5000}, // 0001001
    {54, 600} // 0110110
};

const int nbEtapes = sizeof(sequence) / sizeof(sequence[0]);

// ----- SETUP -----
void setup() {
    for (int i = 0; i < 7; i++) pinMode(vannes[i], OUTPUT);
    pinMode(compresseurPin, OUTPUT);
    pinMode(ventilateurPin, OUTPUT);
    pinMode(alarmeContinuePin, OUTPUT);
    pinMode(alarmeBipPin, OUTPUT);

    Serial.begin(9600);

    // Activation des éléments principaux
    digitalWrite(compresseurPin, HIGH);
    digitalWrite(ventilateurPin, HIGH);

    Serial.println("Système démarré...");
}

// ----- LOOP -----
void loop() {
    for (int i = 0; i < nbEtapes; i++) {
        envoyerCommandeVannes(sequence[i].valeurDecimale);
        delay(sequence[i].duree);
    }
}
```

Chapitre 3 : Conception du nouveau circuit de commande

```
compteurCycles++;

// Après 4 cycles complets
if (compteurCycles >= 4) {
    float pression = lirePression();
    float tauxO2 = lireTauxOxygene();

    Serial.print("Pression lue (PSI) : "); Serial.println(pression);
    Serial.print("Taux d'oxygène (%) : "); Serial.println(tauxO2);

    if (pression < seuilPression) {
        declencherAlarmeContinue();
        arreterMachine();
    }
    else if (tauxO2 < seuilOxygene) {
        declencherAlarmeBip();
        afficherMessageErreur();
    }

    compteurCycles = 0; // remise à zéro du compteur
}

delay(1000); // petite pause
}
```

```
void envoyerCommandeVannes(byte valeur) {
    for (int i = 0; i < 7; i++) {
        bool etat = (valeur >> i) & 0x01;
        digitalWrite(vannes[i], etat ? HIGH : LOW);
    }
}

float lirePression() {
    int lecture = analogRead(pressionPin);
    return map(lecture, 0, 1023, 0, 100); // à calibrer selon le capteur
}
```

Chapitre 3 : Conception du nouveau circuit de commande

```
float lireTauxOxygene() {
    int lecture = analogRead(oxygenePin);
    return map(lecture, 0, 1023, 0, 100); // à ajuster selon capteur
}

void declencherAlarmeContinue() {
    digitalWrite(alarmeContinuePin, HIGH);
}

void declencherAlarmeBip() {
    for (int i = 0; i < 5; i++) {
        digitalWrite(alarmeBipPin, HIGH);
        delay(300);
    }
}
```

```
void afficherMessageErreur() {
    Serial.println("⚠ Taux d'oxygène faible. Veuillez contacter le service technique.");
}

void arreterMachine() {
    digitalWrite(compresseurPin, LOW);
    digitalWrite(ventilateurPin, LOW);
    for (int i = 0; i < 7; i++) digitalWrite(vannes[i], LOW);
    Serial.println("🛑 Arrêt d'urgence activé. Système désactivé.");
    while (true); // stoppe l'exécution
}
```

Après avoir développé et validé le code de commande sur Arduino, ainsi que les différents circuits de puissance nécessaires au pilotage des électrovannes et à l'alimentation du système, l'étape suivante consiste à passer à la conception matérielle finale à travers la réalisation de circuits imprimés (PCB). Cette phase permet de regrouper l'ensemble des composants électroniques sur des cartes compactes, fiables et adaptées à une intégration industrielle. Elle comprend la saisie des schémas électriques, le routage des pistes, la simulation des connexions, et enfin la génération des fichiers Gerber nécessaires à la fabrication. La section suivante sera donc consacrée à la conception, la simulation, puis à la préparation du circuit imprimé pour la commande du concentrateur d'oxygène, en tenant compte des contraintes d'encombrement, de sécurité électrique, de dissipation thermique, et de modularité.

4. Conception du circuit imprimé de la carte universelle :

Dans le but d'optimiser l'encombrement, le coût et la fiabilité du système, cette partie est consacrée à la conception du circuit imprimé (PCB) de la carte universelle de commande du concentrateur d'oxygène. Contrairement aux phases initiales de prototypage où l'ensemble de

Chapitre 3 : Conception du nouveau circuit de commande

la carte Arduino Uno était utilisé, la version finale intègre uniquement le microcontrôleur ATmega328P, cœur du système, directement sur le circuit imprimé. Ce choix permet de se libérer des composants superflus de la carte Arduino commerciale tout en conservant ses capacités de traitement et de compatibilité logicielle.[25]

Le circuit est conçu pour intégrer toutes les fonctionnalités nécessaires : commande des électrovannes, gestion des capteurs, alimentation, et sécurité. Afin de faciliter la programmation du microcontrôleur, des broches spécifiques sont prévues sur le PCB, permettant de le connecter temporairement à une carte Arduino Uno configurée en tant que programmeur ISP. Cela offre une flexibilité maximale pour les mises à jour du firmware, sans recours à un programmeur externe dédié.

La suite de cette section détaille les étapes de conception du schéma électronique, le choix des composants, le routage du circuit, ainsi que les considérations techniques liées à l'intégration matérielle du microcontrôleur dans une solution embarquée robuste et évolutive.

4.1 Carte de commande avec des alimentations stabilisées :

La figure ci-dessous présente le schéma électrique de la carte de commande universelle développée dans le cadre de ce projet. Cette carte a pour rôle principal d'assurer la gestion automatique du cycle de production d'oxygène dans un concentrateur, en pilotant jusqu'à 8 électrovannes tout en assurant l'alimentation de l'ensemble des composants électroniques du système.

4.1.1 Bloc microcontrôleur :

Au cœur de la carte se trouve un microcontrôleur ATmega328P (U1), extrait de l'Arduino Uno pour une intégration directe. Celui-ci est cadencé par un oscillateur externe à quartz de 16 MHz accompagné de deux condensateurs de 22 pF pour garantir la stabilité de l'horloge. Les broches PD0 à PD6 du port D sont utilisées pour la commande des électrovannes via un mot binaire ou une valeur décimale, ce qui simplifie considérablement la logique de commutation.[26]

Un bouton de reset (BT1) avec sa résistance de pull-up (R1) permet de réinitialiser le microcontrôleur, tandis que les condensateurs de découplage (C3, C4) assurent la filtration locale de l'alimentation, améliorant la fiabilité du circuit.[27]

4.1.2. Bloc d'alimentation multi-tension :

La carte intègre un système d'alimentation autonome basé sur un transformateur 220 VAC / 24 VAC, suivi d'un pont de diodes (BR1) pour redresser la tension. Un condensateur de filtrage principal de 2200 μ F (C7) permet d'obtenir une tension continue suffisante pour alimenter les régulateurs linéaires.

Les différentes tensions nécessaires aux sous-circuits sont fournies par :

U3 (LM7824) pour réguler le 24 V destiné aux électrovannes 24 V DC.

U4 (7812) pour les actionneurs ou relais 12 V.

U5 (7809) pour les capteurs analogiques nécessitant une tension de 9 V.

U6 (7805) pour le microcontrôleur et les circuits logiques en 5 V.

Chapitre 3 : Conception du nouveau circuit de commande

Chaque régulateur est accompagné de condensateurs de filtrage (100 nF à 1000 μ F) pour assurer la stabilité de la tension en sortie. La diode D6 (1N4007) joue un rôle de protection contre les retours de courant, particulièrement utile en cas d'arrêt brutal de l'alimentation.

4.1.3. Interfaces et connectiques :

Pour faciliter le raccordement et la maintenance, plusieurs connecteurs ont été intégrés :

AC-LINE : Entrée de l'alimentation secteur 220 V.

POWER CONN : Distribution des tensions (+5 V, +9 V, +12 V, +24 V) vers les différents modules externes.

CMD EV : Connexion directe aux électrovannes (jusqu'à 8 sorties numériques).

FLASH CON : Interface de programmation ISP permettant de téléviser le code dans l'ATmega328P via une carte Arduino Uno configurée en programmeur.

Une LED témoin d'alimentation avec sa résistance de limitation (R8) permet de vérifier visuellement l'état de mise sous tension de la carte.

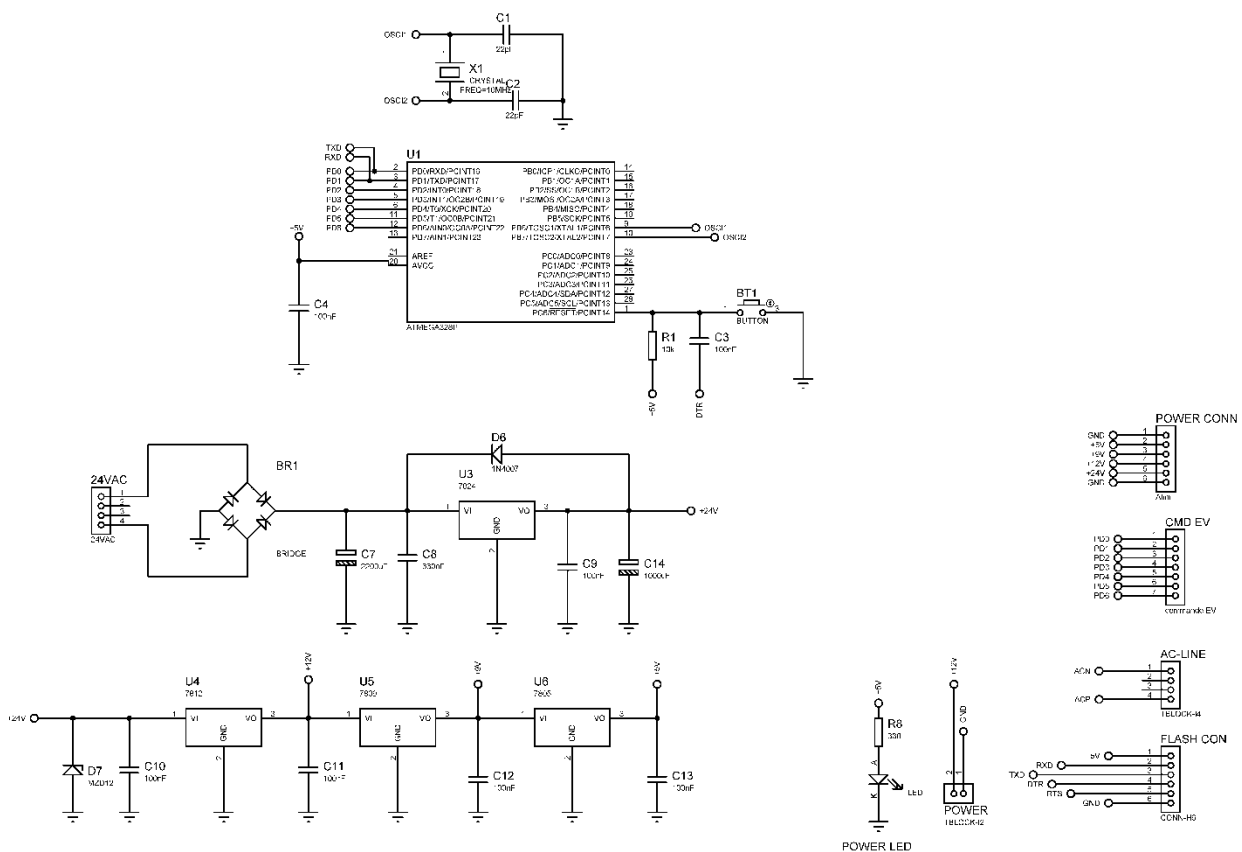


Figure 3.2 : Carte de commande avec des alimentations stabilisées

Après avoir conçu et validé le schéma électrique de la carte de commande universelle, il devient essentiel de passer à sa concrétisation physique à travers la réalisation du circuit imprimé

Chapitre 3 : Conception du nouveau circuit de commande

(PCB). Cette étape vise à organiser de manière optimale les composants électroniques sur une carte compacte, tout en assurant la fiabilité des connexions et la robustesse du fonctionnement. Afin de répondre aux exigences d'intégration et de compacité, la carte sera réalisée en double face, permettant de séparer les pistes de puissance et de commande tout en minimisant les interférences.

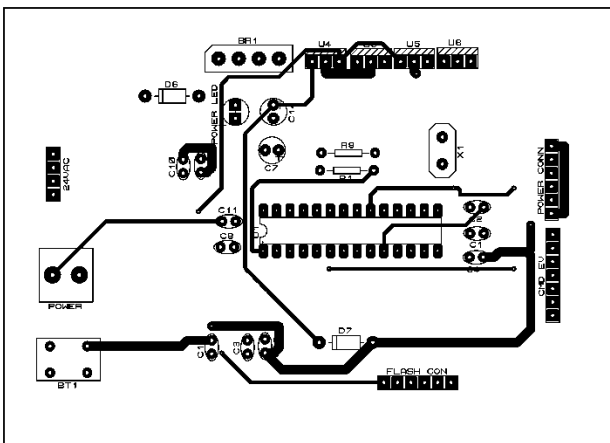
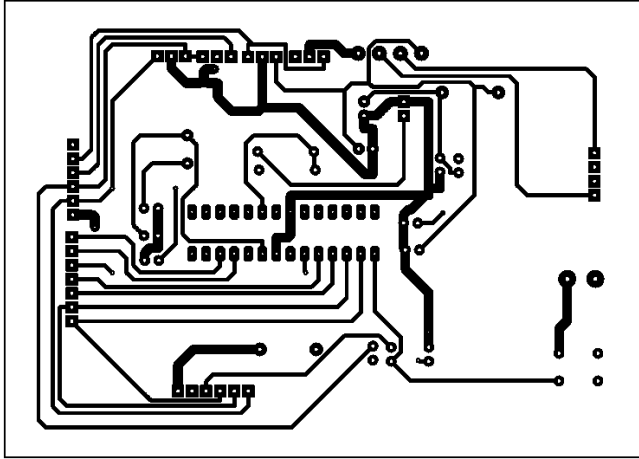


Figure 3.4 : PCB de la carte de commande

Chapitre 3 : Conception du nouveau circuit de commande

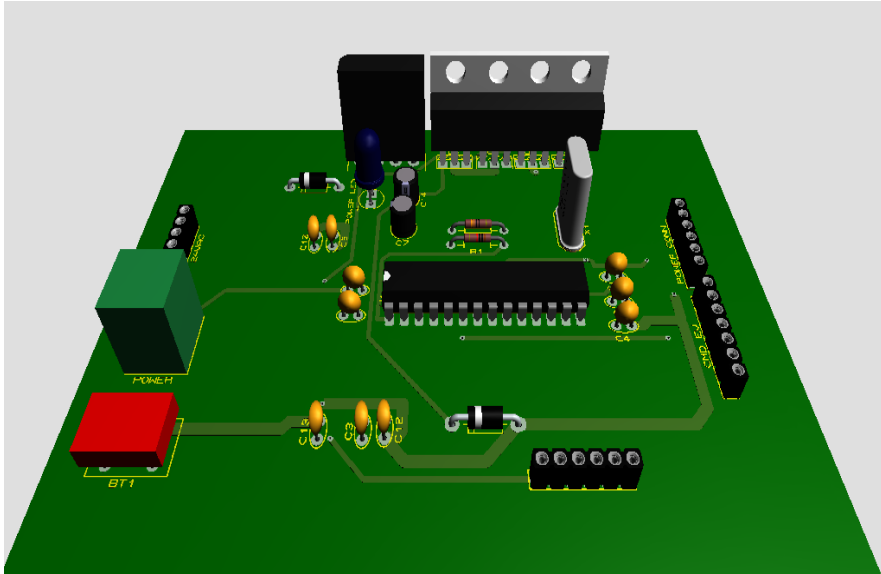


Figure 3.5 : Vue 3D de la carte de control et d'alimentation

4.2 Carte de commande +12VDC :

Cette carte comprend 7 circuits de commande identiques, chacun permettant de piloter une électrovanne de manière indépendante à partir d'un signal logique basse tension (typiquement 5V provenant d'un microcontrôleur).

Composants de Chaque Canal de Commande :

Transistor MOSFET (Qx, IRLZ44N) : C'est le composant de commutation principal. Il s'agit d'un MOSFET de puissance qui fonctionne comme un interrupteur "côté bas" (low-side switch), connectant l'électrovanne à la masse lorsqu'il est activé. Ce type de MOSFET est très efficace pour commander des charges inductives.

Diode de Roue Libre (Dx, 1N4007) : Protection essentielle. Cette diode est connectée en parallèle avec chaque électrovanne. Lorsqu'une électrovanne (qui est une charge inductive) est désactivée, elle génère un pic de tension inverse très élevé (force contre-électromotrice ou "back EMF") qui peut détruire le MOSFET. La diode de roue libre court-circuite et dissipe cette énergie, protégeant le transistor. [28]

Résistance de Pull-Down (Rx, 10K) : Placée entre la grille du MOSFET et la masse. Elle garantit que le MOSFET est désactivé (éteint) lorsque le signal de commande du microcontrôleur est à l'état bas ou flottant (par exemple, lors du démarrage ou du reset du microcontrôleur), évitant ainsi l'activation involontaire de l'électrovanne.

LED Indicatrice (LED EVx) avec Résistance (Rx, 330 ohms) : Une LED s'allume lorsque l'électrovanne correspondante est activée, offrant une indication visuelle de l'état de l'actionneur. La résistance limite le courant traversant la LED pour la protéger.

Électrovanne (EVx, TBDLOCK-12) : L'actionneur lui-même, spécifié pour fonctionner avec une tension de 12V DC.

Chapitre 3 : Conception du nouveau circuit de commande

Alimentation des Électrovannes (+12VDC) : La tension d'alimentation de ces circuits (indiquée comme "+12VDC") doit provenir du rail +12V DC généré par le bloc d'alimentation régulée.

Connectivité :

Connecteur "CMD EV" (CONN-SIL7) : Ce connecteur (7 broches pour les commandes PD0 à PD6/PD7 + 1 broche de masse) est l'interface avec le microcontrôleur. Les broches de sortie numériques du microcontrôleur y seront connectées pour activer les MOSFETs.

Connecteur "ALIMENTATION 12V" (SIL-1X0-02) : C'est le point d'entrée pour l'alimentation +12V DC nécessaire aux électrovannes, fournie par le bloc d'alimentation.

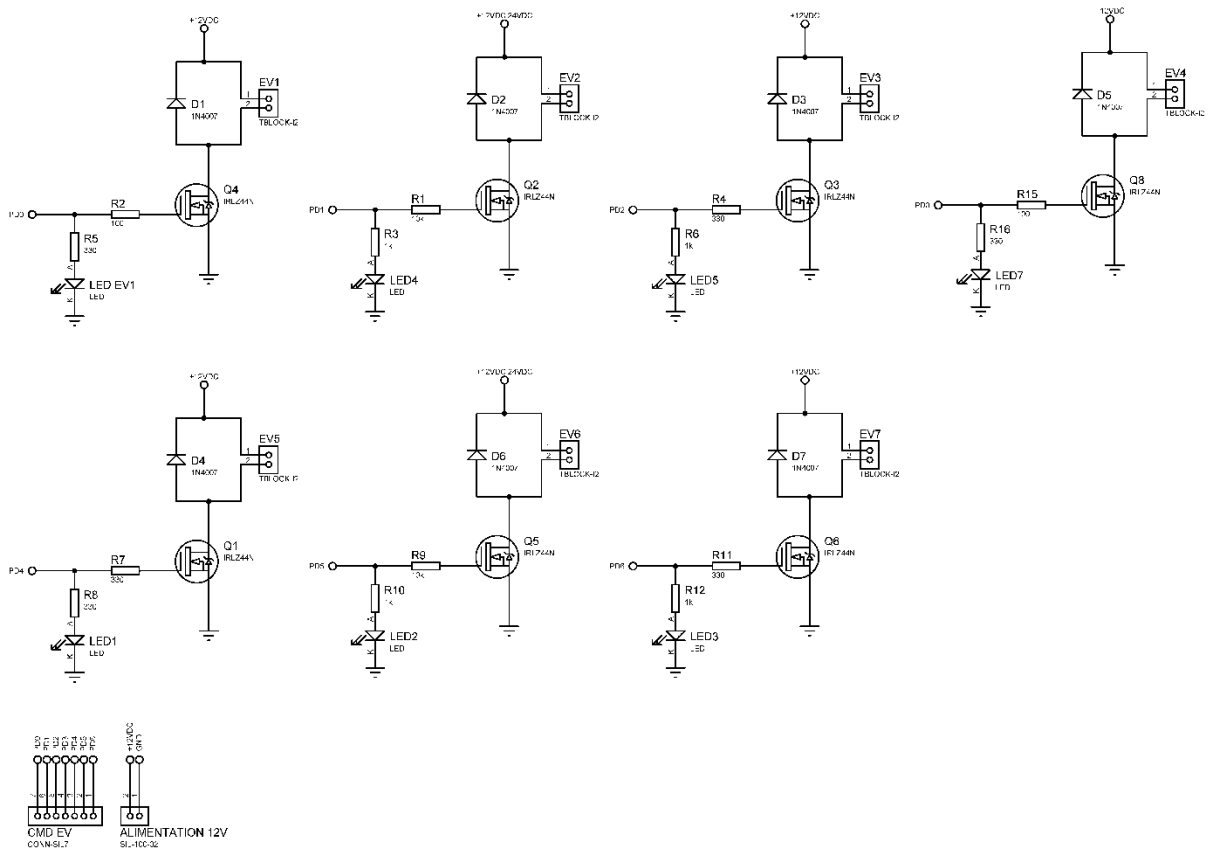


Figure 3.6 : Carte de commande +12VDC

Chapitre 3 : Conception du nouveau circuit de commande

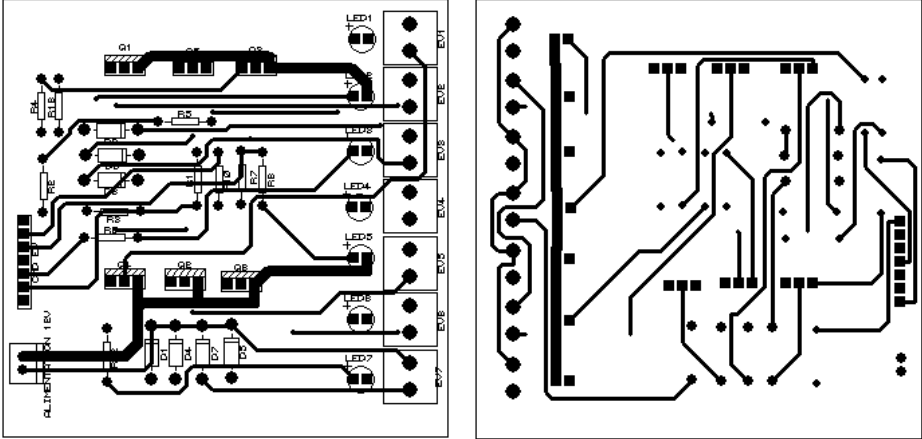


Figure 3.7 : PCB TOP et BOTTOM de carte de commande +12VDC

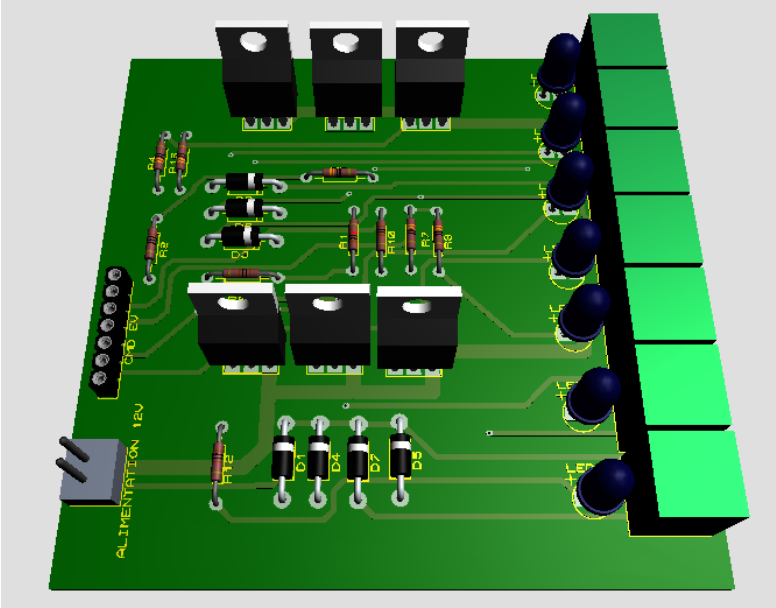


Figure 3.8 : Vue 3D de carte de commande +12VDC

Chapitre 3 : Conception du nouveau circuit de commande

4. Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons concrétisé la transition de la phase théorique à la phase pratique en développant l'ensemble du système de commande du concentrateur d'oxygène. En partant de l'organigramme fonctionnel, nous avons implémenté un code embarqué optimisé sur Arduino, assurant une gestion automatique, intelligente et sécurisée des électrovannes, capteurs et actionneurs.

La réalisation du circuit imprimé (PCB), tant pour la carte universelle que pour la carte dédiée à la commande des électrovannes en +12 VDC, a permis d'aboutir à une architecture matérielle compacte, fiable et modulable. Une attention particulière a été accordée à la stabilité des alimentations, à la protection des composants, à la dissipation thermique et à la compatibilité électromagnétique, garantissant ainsi la robustesse du système.

Ce travail de conception illustre l'importance d'une approche méthodique alliant simulation, programmation et intégration matérielle, dans le but de répondre aux exigences strictes des dispositifs biomédicaux. Le système final est désormais prêt à être testé dans un environnement réel, en vue d'une intégration dans un concentrateur d'oxygène opérationnel.



CONCLUSION GENERALE



À travers ce mémoire, nous avons étudié, conçu et simulé un concentrateur d'oxygène portable, basé sur la technologie PSA et commandé par un microcontrôleur Arduino. Cette démarche s'inscrit dans une volonté de proposer une solution simple, fiable et accessible pour l'approvisionnement en oxygène médical, notamment dans les zones à ressources limitées ou dans des situations d'urgence.

Le premier chapitre nous a permis d'explorer les différentes techniques de production d'oxygène, en mettant en évidence les particularités des systèmes PSA, VSPA ainsi que les concentrateurs personnels. Cette analyse a jeté les bases nécessaires à la compréhension du fonctionnement des concentrateurs et à la justification de notre choix technologique.

Le second chapitre a été consacré à l'analyse fonctionnelle du concentrateur et à la proposition d'un nouveau système de commande. Cette phase a permis d'identifier les composants essentiels du dispositif, de structurer le processus de commande à travers un organigramme clair, et de poser les fondations d'une commande automatisée et sécurisée.

Enfin, le troisième chapitre a concrétisé notre approche à travers la programmation du système sous Arduino, la simulation complète dans l'environnement Proteus, et la conception d'un circuit imprimé (PCB) intégrant l'ensemble des fonctions de commande. Ce travail a abouti à une carte universelle modulaire, capable de gérer efficacement les différentes étapes de production d'oxygène tout en assurant une sécurité optimale pour l'utilisateur.

Ce projet ouvre la voie à plusieurs perspectives de développement : amélioration de l'autonomie énergétique via l'intégration de panneaux solaires, miniaturisation du dispositif pour un usage plus discret, ajout de connectivité pour un suivi à distance, ou encore industrialisation du système pour une production à plus grande échelle.

Ainsi, ce mémoire illustre l'importance de la convergence entre théorie et pratique dans le domaine de l'électronique biomédicale, en mettant la technologie au service de la santé.



BIBLIOGRAPHIE



- [1] Vo D, Cherian MN, Bianchi S, Noël L, Lundeg G, Taqdeer A et al. Anesthesia capacity in 22 low and middle income countries. *J Anesth Clin Res.* 2012 ; 3(4) :207.
- [2] **Shutterstock** – Collection de photos haute résolution de concentrateurs d’oxygène médicaux, incluant versions portables et stationnaires
https://www.shutterstock.com/search/oxygen-concentrator?utm_source=chatgpt.com le:29-05-2025 à 23:25
- [3] Wandt F, Peel D, Duke T. Hypoxaemia among children in rural hospitals in Papua New Guinea : epidemiology and resource availability - a study to support a national oxygen programme. *Ann Trop Paediatr.* Décembre 2006 ; 26(4) :277–84.
- [4] Wandt F, Peel D, Duke T. Hypoxaemia among children in rural hospitals in Papua New Guinea : epidemiology and resource availability - a study to support a national oxygen programme. *Ann Trop Paediatr.* Décembre 2006 ; 26(4) :277–84.
- [5] Enarson P. Implementation of an oxygen concentrator system in district hospital paediatric wards throughout Malawi. *Bull Org mond Santé.* 1er mai 2008 ; 86(5) : 344–8.
- [6] Hill SE, Njie O, Sanneh M, Jallow M, Peel D, Njie M et al. Oxygen for treatment of severe pneumonia in The Gambia, West Africa : a situational analysis. *Int J Tuberc Lung Dis.* Mai 2009 ; 13(5) :587–93.
- [7] Duke T, Graham SM, Cherian MN, Ginsburg AS, English M, Howie S et al. Oxygen is an essential medicine : a call for international action. *Int J Tuberc Lung Dis.* Novembre 2010 ; 14(11) :1362–8.
- [8] Howie SRC, Hill S, Ebonyi A, Krishnan G, Njie O, Sanneh M et al. Meeting oxygen needs in Africa : an options analysis from The Gambia. *Bull Org mond Santé.* 1er octobre 2009 ; 87(10) :763–71.
- [9] Duke T, Peel D, Graham S, Howie S, Enarson PM, Jacobson R. Oxygen concentrators : a practical guide for clinicians and technicians in developing countries. *Ann Trop Paediatr.* Janvier 2010 ; 30(2) :87–101.
- [10] Mokuolu OA, Ajayi OA. Use of an oxygen concentrator in a Nigerian neonatal unit : economic implications and reliability. *Ann Trop Paediatr.* 18 Septembre 2002 ; 22(3) :209–12.
- [11] Dobson M, Peel D, Khallaf N. Field trial of oxygen concentrators in upper Egypt. *Lancet.* 8 juin 1996 ; 347(9015) :1597–9.

- [12] Van den Heuvel M, Blencowe H, Mittermayer K, Rylance S, Couperus A, Heikens GT et al. Introduction of bubble CPAP in a teaching hospital in Malawi. *Ann Trop Paediatr*. 22 janvier 2011 ; 31(1) :59–65.
- [13] 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. 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.
- [14] **Getty Images** – Banque d’images authentiques présentant différents modèles de concentrateurs d’oxygène .
- [15] Guidelines on basic newborn resuscitation. Genève : Organisation mondiale de la Santé ; 2012.
- [16] Soins hospitaliers pédiatriques - Prise en charge des affections courantes dans les petits hôpitaux ; 2007.
- [17] Integrated management for emergency and essential surgical care (IMEESC) toolkit [Internet]. Genève : Organisation mondiale de la Santé (<http://www.who.int/surgery/publications/imeesc/en/>, consulté le 17 juin 2015).
- [18] Triage, Évaluation et Traitement d’urgence (TETU) : Manuel du participant. Genève : Organisation mondiale de la Santé ; 2010.
- [19] Liste de contrôle OMS pour la planification préalable à une pandémie de grippe [Internet]. Genève : Organisation mondiale de la Santé, 2005.
- [20] Mettre fin aux décès évitables d’enfants par pneumonie et par diarrhée d’ici 2025. Genève et New York : Organisation mondiale de la Santé et UNICEF ; 2013.
- [21] Belle J, Cohen H, Shindo N, Lim M, Velazquez-Berumen A, Ndiokubwayo J et al. Influenza preparedness in low-resource settings : a look at oxygen delivery in 12 African countries. *J Infect Dev Ctries*. Juillet 2010 ; 4(7) :419–24.
- [22] Peel D, Neighbour R, Eltringham RJ. Evaluation of oxygen concentrators for use in countries with limited resources. *Anaesthesia*. Juillet 2013 68(7) :706–12.
- [23] Manual on clinical use of oxygen therapy in children. Genève : Organisation mondiale de la Santé ; sous presse.
- [24] Duke T, Wandu F, Jonathan M, Matai S, Kaupa M, Saavu M et al. Improved oxygen systems for childhood pneumonia : a multihospital effectiveness study in Papua New Guinea. *Lancet*. 11 octobre 2008 ; 372(9646) :1328–33.

[25] 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).

[26] Global Pulse Oximetry Project. First International Consultation Meeting. Organisation mondiale de la Santé ; 2008.

[27] The LINDE Groupe, à propos de LINDE groupe, <http://www.the-linde-group.com/en/index.html> . Le:16-05-2025 à 20:30

[28]Oxygène,<https://web.telegram.org/a/#1607483079:~:text=Oxyg%C3%A8ne%2C%20www.wikipedia.org/wiki/Oxyg%C3%A8ne%C2%A0>. Le:01-06-2025 à 09:45

