

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
UNIVERSITE MOULOUD MAMMERI DE TIZI OUZOU



FACULTE DU GENIE ELECTRIQUE ET D'INFORMATIQUE
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

Mémoire de Fin d'Etudes de MASTER ACADEMIQUE

Domaine : Sciences et Technologies

Filière : Génie électrique

Spécialité : **Electronique biomédicale**

Présenté par
Nassim DAOUI

Thème
**La ventilation artificielle : Présentation d'un ventilateur
de réanimation.**

Mémoire soutenu publiquement leSeptembre2015 devant le jury composé de :

M Mourad LAHDIR
MCA, UMMTO, Président
M^{me} Zohra AMEUR
Prof, UMMTO, Encadreur
M^{lle} Mina BOULIFA
MAA, UMMTO, Examineur
M^{me} Naima HEMDANI
MAA, UMMTO, Examineur

Remerciements

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

Je tien à remercier tout ceux qui m'ont aidé, conseillé et encouragé à fin de réaliser ce modeste travail.

Spécialement à mon encadreur le professeur Aneur. Z que je remercie vivement de m'avoir honoré de diriger ce travail ; sa confiance ses conseils et ses motivations ont été pour moi un précieux encouragement.

Je remercie tout les membres du jury d'avoir accepté d'examiner et d'évaluer ce modeste travail.

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

Glossaire

AI : Aide Inspiratoire (mbar ou cmH₂O)

C: Compliance (ml/mbar)

cmH₂O : centimètre d'eau (» mbar)

CPAP : Continuous Positive Airway Pressure (pression positive continue)

etCO₂: end tidal CO₂ (CO₂ de fin d'expiration) (mmHg)

FiO₂: Fraction inspirée d'oxygène (%)

FR: Fréquence Respiratoire (cpm)

PACO₂ : pression alvéolaire en CO₂ (mmHg)

PaCO₂ : Pression artérielle en CO₂ (mmHg)

PCO₂: Pression en CO₂ (mmHg)

PEP/PEEP: pression expiratoire positive (mbar)

PEPi: PEP intrinsèque (mbar)

PetCO₂: Pression de CO₂ en fin d'expiration = etCO₂ (mmHg)

PSV : Pressure Support Ventilation (VSAI)

VAC: Ventilation Assistée Contrôlée

VC: Ventilation Contrôlée

VM: Ventilation Mécanique, Ventilation Minute

VNI: Ventilation Non Invasive

VS: Ventilation Spontanée

VSAI: Ventilation Spontanée avec Aide Inspiratoire

Vt: tidal Volume (volume courant) (ml)

Sommaire

| | |
|--------------------------------------------------------------------------|----------|
| Introduction générale..... | 1 |
| Chapitre I : Anatomie et physiologie respiratoire | |
| I.1 Introduction..... | 2 |
| I.2 La respiration..... | 2 |
| I.3 Anatomie de l'appareil respiratoire | 3 |
| I.4 La mécanique respiratoire | 6 |
| I.4.1 Notions de résistance et compliance respiratoires..... | 7 |
| I.4.2 Pressions pulmonaires et loi de Boyle-Mariotte..... | 7 |
| I.4.3 Volumes respiratoires et épreuves fonctionnelles | 8 |
| I.4.3.1 Volumes pulmonaires | 8 |
| I.4.3.2 Capacités respiratoires | 9 |
| I.4.3.3 Espaces morts..... | 9 |
| I.4.3.4 Epreuves fonctionnelles et débits..... | 9 |
| I.4.3.5 La ventilation alvéolaire | 10 |
| I.5 Les échanges gazeux..... | 10 |
| I.5.1 Propriétés fondamentales des gaz | 10 |
| I.5.2 Composition du gaz alvéolaire..... | 10 |
| I.5.3 La respiration externe..... | 11 |
| I.5.4 La respiration interne..... | 12 |
| I.6 Conclusion | 13 |
| Chapitre II : Ventilation artificielle et les modes ventilatoires | |
| II.1 Introduction..... | 14 |
| II.2 Historique | 14 |
| II.3 La ventilation mécanique | 15 |
| II.3.1 Ventilation invasive et non invasive(VNI)..... | 15 |
| II.3.2 Indications de la ventilation mécanique | 16 |
| II.3.3 Conséquences de la ventilation mécanique | 16 |

| | |
|--------------------------------------------------------------|----|
| II.4. Physiologie de la ventilation mécanique | 16 |
| II.4.1 Le cycle respiratoire en ventilation contrôlée..... | 16 |
| II.4.2 La courbe de pression en ventilation mécanique..... | 17 |
| II.5. Les modes ventilatoires | 18 |
| II.5.1 Les modes ventilatoires conventionnels | 18 |
| II.5.1.1 Les modes volumétriques..... | 19 |
| II.5.1.2 Les modes barométriques | 19 |
| II.5.1.3 L'Aide Inspiratoire(AI) | 20 |
| II.5.2 Les modes mixtes..... | 21 |
| II.5.2.1 Les modes mixtes dans le cycle | 21 |
| II.5.2.2 Les modes mixtes cycle à cycle..... | 22 |
| II.5.3 Les modes asservis complexes..... | 23 |
| II.5.3.1 Basés sur un signal physiologique..... | 23 |
| II.5.3.2 Basé sur une l'intelligence artificielle | 24 |
| II.5.3.2.1 Adaptive Support Ventilation (ASV, Hamilton)..... | 24 |
| II.5.3.2.2 NÉOGANESH (SMARTCARE)..... | 25 |
| II.6. Le sevrage ventilatoire | 26 |
| II.7 Conclusion..... | 26 |

Chapitre III : Le respirateur de réanimation-présentation de l'iTenIS BASE

| | |
|-------------------------------------------|----|
| III.1. Introduction | 27 |
| III.2 Vue d'ensemble du ventilateur | 27 |
| III.2.1 L'unité patient | 28 |
| III.2.1.1 L'interface utilisateur..... | 28 |
| III.2.1.2 Le bloc inférieur | 29 |
| III.2.1.3 Le panneau arrière | 30 |
| III.2.2 Le circuit patient..... | 30 |
| III.2.2.1 Le segment inspiratoire | 31 |
| III.2.2.2 Le segment expiratoire | 31 |
| III.2.2.3 La pièce-Y | 31 |

| | |
|------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| III.2.2.4 L'ensemble expiratoire..... | 32 |
| III.3 Fonctionnement de l'iTernIS BASE | 32 |
| III.3.1 Le circuit pneumatique..... | 32 |
| III.3.2 Fonctionnement de base | 34 |
| III.3.3 Les mécanismes de sécurité | 35 |
| III.4 Les modes ventilatoires sur l'i Ternis BASE | 36 |
| III.4.1 CPAP -Continuous Positive Airway Pressure | 36 |
| III.4.2 SIMV (VCV) + PSV-Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation..... | 36 |
| III.4.3 SIMV (PCV) + PSV- Synchronized Intermittent Mandatory | 37 |
| III.4.4 MMV with PSV -Mandatory Minute Ventilation with Pressure Supported Ventilation..... | 38 |
| III.4.5 NIV – Noninvasive Ventilation | 39 |
| III.4 Les alarmes | 40 |
| III.5. Conclusion | 41 |
| Conclusion générale | 42 |
| Bibliographie | 43 |

Introduction générale :

L'augmentation des besoins en ventilation mécanique va rapidement se confronter avec la réalité de la démographie médicale et paramédicale. Cette augmentation des besoins est liée au vieillissement de la population, à la prolongation de pathologies chroniques, aux limites repoussées de la chirurgie ainsi qu'à l'émergence de nouvelles pathologies, et impose d'offrir l'accès à la ventilation mécanique à de plus en plus de patients. Parallèlement, les médecins réanimateurs et les personnels infirmiers de réanimation se trouvent dans une période critique sur le plan démographique.

Le recours à une automatisation des modes ventilatoires dans l'espoir d'améliorer le déroulement de la ventilation mécanique et de diminuer la durée de ventilation est une solution. L'automatisation a été rendue possible par l'amélioration des technologies incorporées dans les respirateurs de dernière génération.

Les ventilateurs de réanimation ont bénéficié d'améliorations technologiques spectaculaires au cours des dernières années. Les ventilateurs modernes sont devenus des outils de précision utilisant des microprocesseurs qui dirigent des valves proportionnelles et capables avec des boucles de régulation plus ou moins complexes, de s'adapter à des signaux externes ou à des algorithmes de régulation complexe. Le niveau de complexité peut aller de la régulation à l'intérieur du cycle, comme cela existe sur tous les ventilateurs, à une régulation simple basée sur des schémas physiologiques simplifiés, ou à un système plus complexe utilisant ce qui est généralement appelé intelligence artificielle, ou système à base de connaissances.

Ce mémoire est réparti en trois chapitres. Le premier chapitre intitulé «Anatomie et physiologie respiratoire» présente les notions de base permettant de comprendre le fonctionnement du système respiratoire. Le deuxième chapitre intitulé« Ventilation artificielle et les modes ventilatoires» présente la ventilation mécanique et les différents modes ventilatoires. Le dernier chapitre est une présentation d'un ventilateur de réanimation l'iTernIS BASE de Heyer qui est un ventilateur mécanique commandé par microprocesseur qui intègre les méthodes les plus avancées pour une assistance ventilatoire. Son circuit électronique exploite deux vannes proportionnelles qui fournissent le débit nécessaire de gaz pour satisfaire la configuration choisie. Il est conçu pour être utilisé dans les hôpitaux et centres de soins en particulier dans les services de soins intensifs. Son équipement fournit des soins pour les patients capables ou incapables de prendre leurs propres efforts respiratoires. Nous terminons notre travail par une conclusion générale.

*Chapitre I : Anatomie et physiologie
respiratoire.*

I.1 Introduction :

La respiration est le processus physiologique qui permet les échanges gazeux entre l'air ambiant et l'organisme. Il apporte l'oxygène (O₂) et évacue le gaz carbonique (CO₂). Ce processus est indispensable aux cellules. D'une part, l'oxygène est utilisé pour effectuer les réactions métaboliques qui libèrent l'énergie des molécules de nutriments et produisent l'ATP. D'autre part, l'excédant de gaz carbonique produit par la respiration cellulaire est éliminé étant donné sa toxicité pour la cellule.

La différence entre les organismes unicellulaires chez lesquels la distance entre les cellules et le milieu environnant est suffisamment courte pour que l'O₂ et le CO₂ puissent diffuser facilement et l'organisme humain multicellulaire fait que ce dernier a besoin d'un système de transport spécial pour assurer les échanges gazeux : c'est le système circulatoire et l'appareil respiratoire. Ce dernier sera le sujet dans ce chapitre.

I.2 La respiration :

La plupart des gens ont dans l'idée que la respiration consiste à inspirer et expirer. En physiologie, le sens du mot respiration est plus étendu. La respiration comprend deux processus séparés mais apparentés : la respiration interne et la respiration externe.

a) La respiration interne (cellulaire) :

Ce sont les événements métaboliques intracellulaires qui ont lieu dans les mitochondries et qui consomment de l'O₂ et donnent naissance à du CO₂ lors de la production d'énergie à partir des molécules de nutriments.

b) La respiration externe :

C'est la séquence complète d'événements qui sont en jeu dans l'échange d'O₂ et de CO₂ entre les cellules de l'organisme et l'environnement. Elle comporte quatre étapes (figure1) [1].

L'appareil respiratoire n'est pas impliqué dans toutes ces étapes: il l'est uniquement dans la **ventilation** et l'échange d'O₂ et CO₂ entre le gaz alvéolaire et le sang dans les poumons. Les autres étapes sont le fait de l'appareil circulatoire.

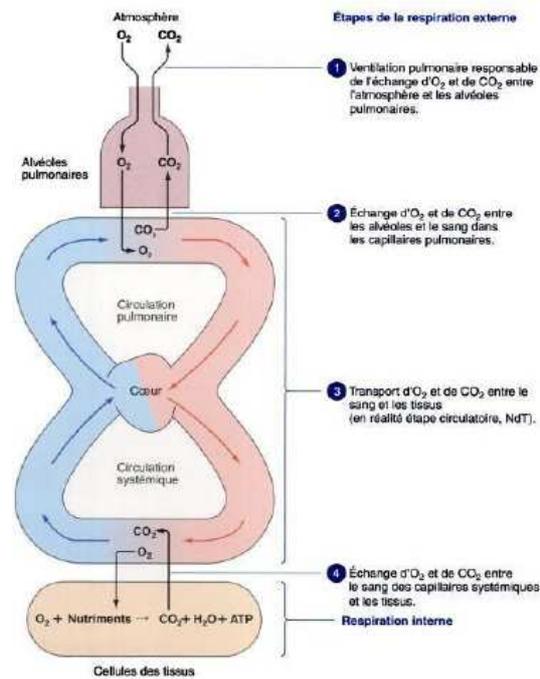


Figure 1 – Respiration externe et respiration cellulaire

I.3 Anatomie de l'appareil respiratoire :

Le système respiratoire (fig2&3) comprend [2] :

a) **Les voies respiratoires supérieures** : qui se constituent du nez, pharynx et les structures associées à cette partie du corps.

b) **Les voies respiratoires inférieures** : comprennent le larynx, la trachée, les bronches et les poumons

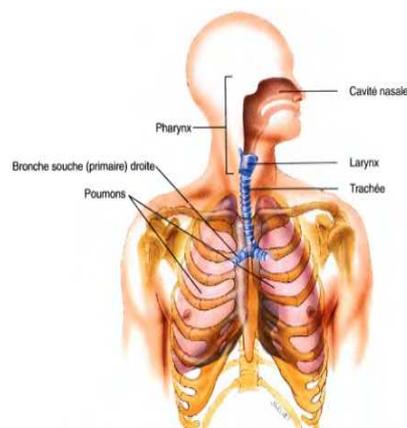


Figure 2 - Les voies respiratoires supérieures

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

a) La zone conductrice : qui consiste en un système de cavités et de tubes (nez, pharynx, larynx, trachée, bronches et bronchioles) qui conduisent l'air dans les poumons.

b) La zone respiratoire : est constituée des parties du système respiratoire où s'effectuent les échanges gazeux (bronchioles respiratoires, canaux alvéolaires et alvéoles).

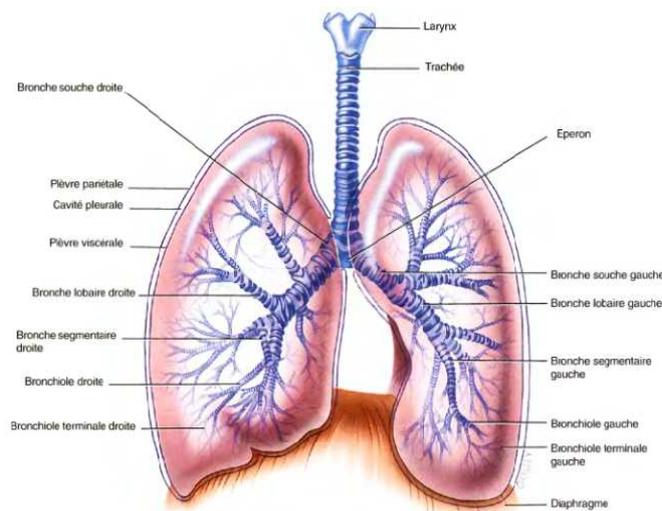


Figure 3 - Le système respiratoire

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

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

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

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

La trachée est tapissée par une muqueuse qui contient des cellules sécrétant du mucus chargé d'agglutiner les impuretés de l'air inspiré, et des cellules à cils vibratiles repoussant vers le haut les poussières et protégeant les poumons [3].

Les bronches : se sont deux conduits nés par bifurcation de la trachée. Il existe une bronche droite et une bronche gauche chacune pénètre dans le poumon correspondant accompagné des

artères et veines pulmonaire. A l'intérieur du poumon les bronches se divisent en bronches de plus en plus petites jusqu'aux branches ultimes appelés **bronchioles terminales**.

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

Les poumons sont séparés l'un de l'autre par le cœur et d'autres structures du médiastin. Deux feuillets de membranes séreuses collectivement appelés **membrane pleurale**, entourent et protègent chacun des poumons. Le feuillet externe, appelé, **plèvre pariétale** est attaché à la paroi de la cavité thoracique. Le feuillet interne, **la plèvre viscérale**, recouvre les poumons eux-mêmes [2].

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

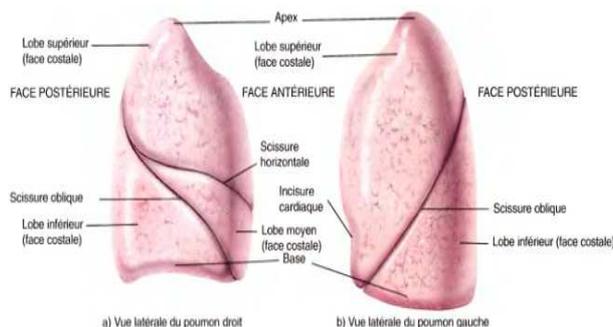


Figure 4 - Les poumons

Les lobules pulmonaires: chaque segment broncho-pulmonaire des poumons est divisé en un grand nombre de lobules. Un lobule contient une branche d'une bronchiole terminale. Les bronchioles terminales se divisent en **bronchioles respiratoires** qui à leur tour se ramifient en quelques canaux alvéolaires (fig5).

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

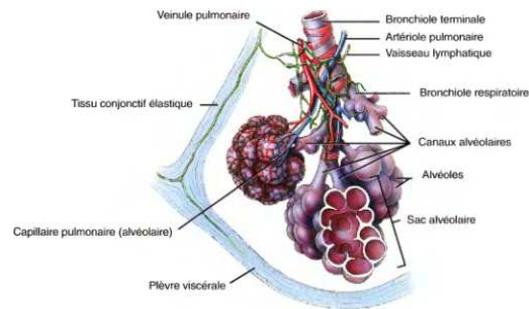


Figure 5 – Portion d'un lobule pulmonaire

Les muscles de la respiration sont composés des muscles inspiratoires et expiratoires (fig6) :

a) Les muscles inspiratoires :

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

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

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

b) Les muscles expiratoires :

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

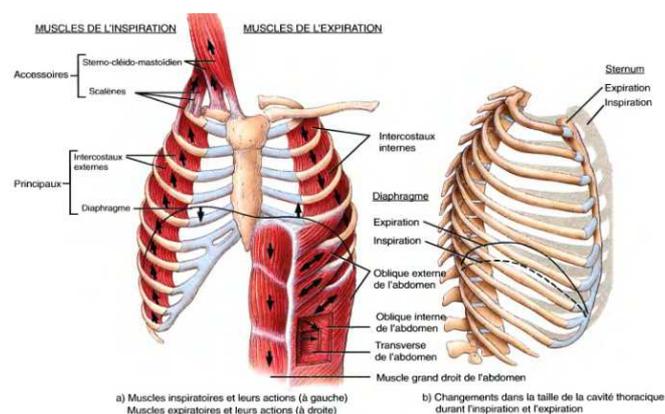


Figure 6 - Les muscles inspiratoires et expiratoires

I.4 La mécanique respiratoire :

La **ventilation** pulmonaire comprend deux phases :

- L'inspiration correspond à l'entrée d'air dans les poumons ;
- L'expiration correspond à la sortie de cet air.

I.4.1 Notions de résistance et compliance respiratoires [4]:

Dans les structures résistantes (cas des voies aériennes), il existe une relation proportionnelle entre la variation de pression appliquée et le débit obtenu, répondant à l'équation :

$$R = \Delta P / V \quad (\text{I.1})$$

Où R : la résistance.

ΔP : la différence de pression appliquée à la structure.

V : le débit d'air s'écoulant à travers la structure.

Dans les structures distensibles (cas du poumon et de la paroi thoracoabdominale), il existe une relation proportionnelle entre la variation de pression appliquée et le changement de volume obtenu, selon l'équation :

$$C = \Delta V / \Delta P \quad (\text{I.2})$$

C : compliance statique.

ΔV : la variation de volume.

ΔP : la différence de pression appliquée à la structure.

I.4.2 Pressions pulmonaires et loi de Boyle-Mariotte :

Lorsque des pressions (exprimées en cmH₂O, mm Hg ou en hPa) générées par les muscles respiratoires sont appliquées sur les poumons et la paroi thoracoabdominale, on observe une déformation de la paroi thoracique à l'origine des variations des volumes d'air (exprimés en litre) qui y sont contenus. La structure histologique du poumon comporte deux éléments qui, en s'opposant à l'expansion pulmonaire lors de l'inspiration, sont d'autant de facteurs d'aide à l'expiration. Ces deux éléments sont les structures élastiques pulmonaires d'une part et, d'autre part, l'interface air-liquide des bronchioles distales et des alvéoles (fig7) [4].

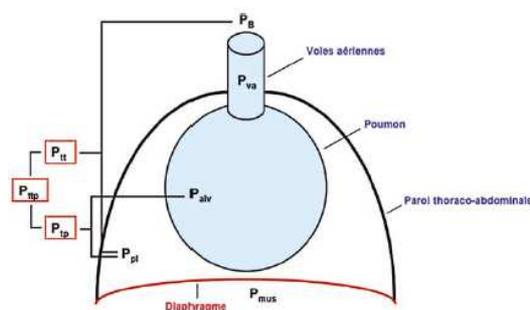


Figure 7- les pressions pulmonaires

PB : pression barométrique ou atmosphérique = pression de référence ~ 0 .

Pva : pression des voies aériennes.

Palv : pression alvéolaire.

Ppl : pression pleurale.

Pmusc : pression musculaire (principalement développée par le diaphragme).

Ptp : pression transpulmonaire = $Palv - Ppl$.

Ptt : pression transthoracique = $Ppl - PB \sim Ppl$.

Pttp : pression trans-thoraco-pulmonaire = $Ptt + Ptp$.

Loi de Boyle-Mariotte :

La loi de Boyle-Mariotte dit que **$P \times V = \text{constante}$** , ce qui implique que volume et pression varient de manière inversement proportionnelle dans un système:

Quand P augmente \rightarrow V diminue.

Ou quand P diminue \rightarrow V augmente.

Donc toute variation de volume implique une variation de pression.

Les gaz s'écoulent toujours de la région à haute pression vers la région à basse pression jusqu'à égalisation des pressions.

I.4.3 Volumes respiratoires et épreuves fonctionnelles :

I.4.3.1 Volumes pulmonaires (fig8):

-Volume courant (VC) : volume d'air qui est inspiré ou expiré à chaque respiration normale.

-Volume de réserve inspiratoire(VRI) : volume d'air qui peut être inspiré en plus, après une inspiration normale, lors d'une inspiration forcée.

-Volume de réserve expiratoire = (VRE) : volume d'air qui peut être expiré en plus, après une expiration normale, lors d'une expiration forcée.

-Volume résiduel (VR) : volume d'air qui reste encore dans les poumons (et qui en prévient ainsi l'affaissement) et dans l'arbre respiratoire, après une expiration forcée.

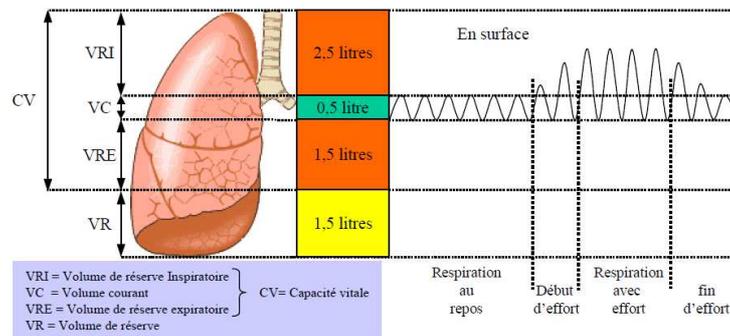


Figure 8- volumes pulmonaires (valeurs indicatives)

I.4.3.2 Capacités respiratoires :

Les capacités sont des sommes de deux ou plusieurs volumes.

-Capacité inspiratoire(CI) : volume total d'air qui peut être inspiré après une expiration normale. $CI = VC + VRI$.

-Capacité résiduelle fonctionnelle(CRF) : volume d'air qui reste dans les poumons après une expiration normale. $CRF = VRE + VR$.

-Capacité vitale(CV) : volume d'air qui peut être expiré lors d'une expiration forcée, après une inspiration forcée. $CV = VC + VRI + VRE \approx 5l$.

-Capacité pulmonaire totale(CPT) : somme de tous les volumes pulmonaires, c'est à dire le volume total d'air se trouvant dans les poumons et l'arbre pulmonaire après une inspiration forcée. $CPT = VC + VRI + VRE + VR \approx 6l$.

I.4.3.3 Espaces morts :

-L'espace mort anatomique : c'est le volume d'air qui ne participe jamais aux échanges gazeux, c'est-à-dire celui qui emplit la zone de conduction, il est d'environ 150 ml.

Cela veut dire que quand on dit que le $VC = 500$ ml, il n'y a que 350 ml d'air qui participent réellement aux échanges, les autres entrent et sortent inchangés.

-L'espace mort alvéolaire : il représente le volume des alvéoles non fonctionnelles, c'est-à-dire ventilées mais non perfusées.

C'est une situation rencontrée en pathologie surtout (cas d'embolie pulmonaire).

-L'espace mort physiologique ou fonctionnel : il représente la somme de l'espace mort anatomique et de l'espace mort alvéolaire.

I.4.3.4 Epreuves fonctionnelles et débits :

-Ventilation – minute : c'est le volume total d'air inspiré ou expiré en 1 minute lors d'une ventilation normale.

$\text{VENTIL}/\text{MIN} = \text{FR (fréquence respiratoire)} \times \text{VC} \approx 12 \times 0.5 \approx 6 \text{ l/min.}$

A l'effort, la ventilation-minute peut aller jusqu'à 200 l/min.

-Volume expiratoire maximal seconde (VEMS) : volume d'air maximum expiré en 1 seconde après une inspiration forcée. Il diminue en cas de trouble obstructif.

$\text{VEMS} \approx 80\% \text{ de CV.}$

-Rapport de Tiffeneau : c'est le rapport entre le VEMS et la CV.

$\text{VEMS} / \text{CV} > 0.7.$

-Débit expiratoire de pointe (DEP) : c'est le débit d'air maximum expiré lors d'une expiration forcée, après une inspiration forcée.

$\text{DEP} \approx 500 \text{ à } 600 \text{ l/min.}$

I.4.3.5 La ventilation alvéolaire :

C'est la quantité d'air inspiré qui participe aux échanges gazeux en 1 minute.

$\text{VENTIL ALVEOL} = \text{FR} \times (\text{VC} - \text{Vol espace mort}) \approx 12 \times (500 - 150) \approx 4.2 \text{ l/min.}$

I.5 Les échanges gazeux [5] :

I.5.1 Propriétés fondamentales des gaz :

Loi de Dalton :

« La pression totale exercée par un mélange de gaz est égale à la somme des pressions partielles exercées par chaque gaz. »

La pression partielle d'un gaz est la pression exercée par un gaz dans un mélange de gaz, elle est proportionnelle à sa concentration relative (= A%) dans le mélange.

$$\text{P. Partielle} = \text{P. Totale} \times \text{A}/100 \quad (\text{II.3})$$

Loi de Henry :

« La quantité de gaz dissoute dans un liquide est proportionnelle à sa pression partielle et à sa solubilité, si la température est constante ».

On atteint le point d'équilibre quand les P. Partielles s'égalisent dans les deux phases (liquide et gazeuse).

I.5.2 Composition du gaz alvéolaire :

L'air alvéolaire contient plus d'O₂ et de vapeur d'eau, et moins de CO₂ que l'air atmosphérique, et cela pour les trois raisons suivantes :

- échanges gazeux avec le sang ;
- humidification par la zone de conduction ;

-espace mort anatomique.

I.5.3 La respiration externe :

La respiration externe représente les échanges gazeux dans les poumons, entre le sang et l'air alvéolaire, à travers la membrane alvéolo-capillaire.

Le sang rouge sombre de l'artère pulmonaire y devient écarlate tandis qu'il s'enrichit en O₂ et se débarrasse de son CO₂.

La respiration externe est conditionnée par :

- l'épaisseur de la membrane alvéolo-capillaire (qui est faible) ;
- la surface d'échange (qui est très grande) ;
- le gradient de pressions partielles et la solubilité des gaz.

Conventions :

Pa = Pression partielle dans les artères systémiques → aussi dans les veines pulmonaires.

Pv = pression partielle dans les veines systémiques → aussi dans les artères pulmonaires.

PA = pression partielle dans l'air alvéolaire.

PT = pression partielle dans les tissus.

a) Pour l'oxygène :

La pression partielle dans le sang qui arrive aux poumons = **PvO₂** ≈ 40 mm Hg.

La pression partielle dans les alvéoles = **PAO₂** ≈ 100 mm Hg.

Le gradient (la différence) de pression est donc élevé, ce qui favorise bien le passage du gaz.

Mais la solubilité de l'O₂ est faible, ce qui ne le favorise pas.

Il y a finalement une bonne diffusion de l'O₂ du côté où la pression est plus élevée vers le côté où la pression est moins élevée, c'est-à-dire de l'air alvéolaire vers le sang. Dans ce cas-ci, c'est le gradient de pression qui est le principal responsable du passage gazeux.

b) Pour le gaz carbonique :

La PvCO₂ ≈ 45 mm Hg.

La PACO₂ ≈ 40 mm Hg.

Le gradient de pression est faible mais la solubilité du CO₂ est grande.

Il y a donc une bonne diffusion du CO₂ du sang vers l'air alvéolaire. Dans ce cas-ci, c'est la solubilité qui est la principale responsable du passage gazeux.

Le passage des gaz est rapide et dure jusqu'à ce que les pressions partielles s'équilibrent.

L'air alvéolaire étant constamment renouvelé par la ventilation, les pressions partielles des gaz y restent constantes et c'est donc le sang qui atteint les valeurs en O₂ et en CO₂ de l'air alvéolaire avec PaO₂ ≈ 100 mm Hg et PaCO₂ ≈ 40 mm Hg.

I.5.4 La respiration interne :

La respiration interne représente les échanges gazeux dans les tissus entre le sang et les cellules, via le liquide interstitiel (LI) et à travers la paroi des vaisseaux sanguins et des membranes cellulaires.

Le sang rouge écarlate des artères périphériques y devient sombre tandis qu'il cède de l'O₂ et se charge en CO₂.

La respiration interne est conditionnée par :

- l'épaisseur de la membrane tissu-capillaire (qui est faible) ;
- la surface d'échange (qui est très grande) ;
- le gradient de pressions partielles et la solubilité des gaz.

a) Pour l'oxygène :

La pression partielle dans le sang = PaO₂ ≈ 100 mm Hg.

La pression partielle dans le (LI) et les cellules = PTO₂ ≈ 40 mm Hg.

Le gradient de pression est donc élevé, ce qui favorise bien le passage des gaz.

Mais la solubilité de l'O₂ est faible, ce qui ne le favorise pas.

Il y a finalement une bonne diffusion de l'O₂ du côté où la pression est plus élevée vers le côté où elle l'est moins, c'est-à-dire du sang vers le (LI) puis vers les cellules. Dans ce cas-ci, c'est le gradient de pression qui est le principal responsable du passage gazeux.

b) Pour le gaz carbonique :

La PaCO₂ ≈ 40 mm Hg.

La PTCO₂ ≈ 45 mm Hg.

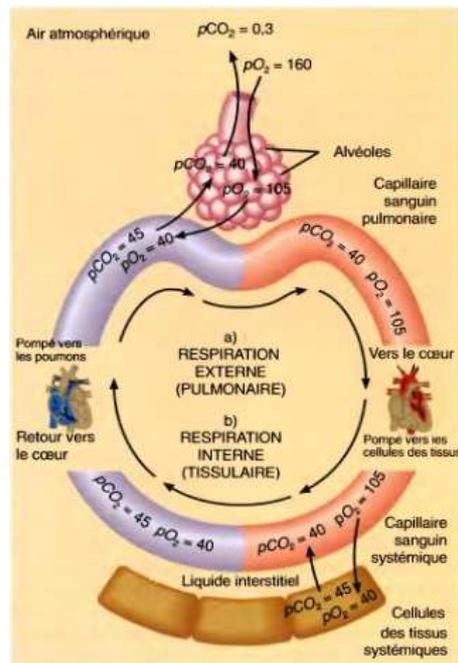
Le gradient de pression est faible mais la solubilité du CO₂ est grande.

Il y a donc une bonne diffusion du CO₂ des cellules vers le LI puis vers le sang.

Dans ce cas-ci, c'est la solubilité qui est la principale responsable du passage gazeux.

Le passage des gaz est rapide et dure jusqu'à ce que les pressions partielles s'équilibrent.

Le milieu cellulaire étant constamment en activité : consommant l'O₂ et produisant le CO₂, les pressions partielles des gaz y restent constantes et c'est donc le sang qui atteint les valeurs en O₂ et en CO₂ du milieu tissulaire avec PvO₂ ≈ 40 mm Hg et PvCO₂ ≈ 45 mm Hg.



**Figure 9- Variation des pressions partielles en (mm Hg)
Durant la respiration interne et externe**

I.6 Conclusion :

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

Chapitre II : Ventilation artificielle

Et les modes ventilatoires.

II.1 Introduction :

La ventilation artificielle ou mécanique est le premier support de suppléance de défaillance d'organe utilisé en réanimation. Le nombre de patients nécessitant une ventilation mécanique a augmenté depuis plusieurs années et va continuer à croître.

Cependant, le nombre de personnel soignant ayant la compétence pour soigner des patients sous ventilation mécanique risque de ne pas croître au même rythme que le nombre de patients ventilés. Le recours à une automatisation des modes ventilatoires dans l'espoir d'améliorer le déroulement de la ventilation mécanique et de diminuer la durée de ventilation est une solution.

L'objectif de ce chapitre est de décrire la ventilation artificielle, ces modes ventilatoires, en allant des modes les plus basiques jusqu'aux plus évolués.

II.2 Historique :

Du XVI^e jusqu'à la fin du XIX^e siècle, l'histoire ne rapporte que des tentatives de ressuscitation par ventilation au soufflet. En 1876, le Spirophore d'Eugène Woillez a été le premier ventilateur par application externe d'une variation de pression. Le Pulmotor d'Henrich Dräger (1906) est l'ancêtre des ventilateurs barométriques et des modes à pression pré réglée. C'est avec le poumon d'acier de Drinker-Shaw (1928) que les premières ventilations mécaniques de longue durée ont été réalisées durant les épidémies de poliomyélite. Tous les réanimateurs seniors gardent en mémoire l'Engström 150 (1954), premier ventilateur moderne, électrique, qui a permis le développement de la réanimation. Dès 1959, Frumin proposa l'application d'une pression expiratoire positive réalisée grâce à une colonne d'eau. Mais, c'est Asbaugh et Petty qui réalisèrent la promotion de cette méthode appelée continuous positive airway pressure puis « positive end expiratory pressure » (PEEP). En 1970, Siemens équipa son « Servo 900 A » d'une valve de PEEP et offrit la possibilité de mesurer en continu les pressions aériennes et les débits gazeux. Depuis 1980, les valves proportionnelles permettent les modes en pression pré réglée remarquables par l'excellente synchronisation entre l'effort inspiratoire du malade et l'insufflation. Avec l'introduction des microprocesseurs les modes à pression pré réglée se sont multipliés mais l'aide inspiratoire reste le mode le plus utilisé. Les progrès ultérieurs ont surtout porté sur l'ergonomie des ventilateurs et la compréhension de la physiopathologie de la ventilation mécanique et de ses effets indésirables [6].

II.3 La ventilation mécanique :

En médecine, la ventilation mécanique consiste à suppléer ou assister la respiration spontanée à l'aide d'un appareil nommé ventilateur ou respirateur artificiel. Elle se pratique dans un contexte d'urgence (médecine d'urgence, réanimation) ou d'anesthésie générale, mais peut aussi être dispensée à domicile à des patients atteints d'une insuffisance respiratoire chronique.

II.3.1 Ventilation invasive et non invasive(VNI) :

L'interface entre le ventilateur et le patient peut-être invasive ou non-invasive.

Une interface invasive consiste en une sonde endotrachéale, ou plus rarement une canule de trachéotomie, insérée dans les voies aériennes supérieures jusqu'où se divise la trachée en deux bronches principales.

L'interface non-invasive peut être un masque facial englobant le nez et la bouche, ou un masque facial total sur l'ensemble du visage. Au niveau du ventilateur ou du mode ventilatoire, il existe des spécificités liées à la ventilation non invasive et notamment à ses contraintes causées principalement par les fuites possibles au niveau du masque délivrant le gaz au patient. Ces fuites sont la cause d'une différence entre la quantité de gaz délivrée par le ventilateur et le gaz réellement inspiré par le patient; elles ont imposé l'utilisation d'algorithme de compensation dédiée ou de ventilateurs dédiés à la (VNI).

Par contre au niveau de la ventilation invasive, de part son interface, ce phénomène de fuites est beaucoup plus rare (fig10&11).



Figure 10- Sonde endotrachéale



Figure 11- Ventilation non invasive

II.3.2 Indications de la ventilation mécanique :

Un patient peut être ventilé artificiellement s'il ne peut plus maintenir une ventilation minute satisfaisante par rapport à ses besoins (hypoventilation) ou s'il n'arrive plus à s'oxygéner efficacement. Médicalement, la ventilation mécanique ou artificielle est donc indiquée pour :

- Améliorer les échanges gazeux ;
- Aider à la ventilation d'un patient pendant une certaine durée, ce patient étant exposé à une pathologie plus ou moins sévère mais réversible ;
- Remplacer les muscles ventilatoires défaillants ;
- Palier à des voies aériennes compromises.

II.3.3 Conséquences de la ventilation mécanique :

Quelque soit le mode, la ventilation artificielle est anti-physiologique, puisque elle est en pression positive, on pourra observer plusieurs retentissements plus ou moins délétères sur le malade :

- Des modifications hémodynamiques (baisse du débit cardiaque, du débit sanguin et rénal...)
- Une inflammation pulmonaire (barotraumatisme);
- Une inflammation systémique (bio traumatisme).

D'où l'intérêt de préserver la ventilation spontanée du malade et de dé-ventiler le plus vite possible.

II.4. Physiologie de la ventilation mécanique [7]:

II.4.1 Le cycle respiratoire en ventilation contrôlée :

Le cycle respiratoire est divisé en deux parties : l'insufflation (symbole I) et l'expiration (symbole E). Habituellement, il n'est pas recommandé d'utiliser des fréquences respiratoires supérieures à 30 cycles par minute.

La forme du débit inspiratoire dépend du mode de ventilation choisi : constant en ventilation à volume contrôlé, il est décélérant en pression contrôlée (fig12&13).

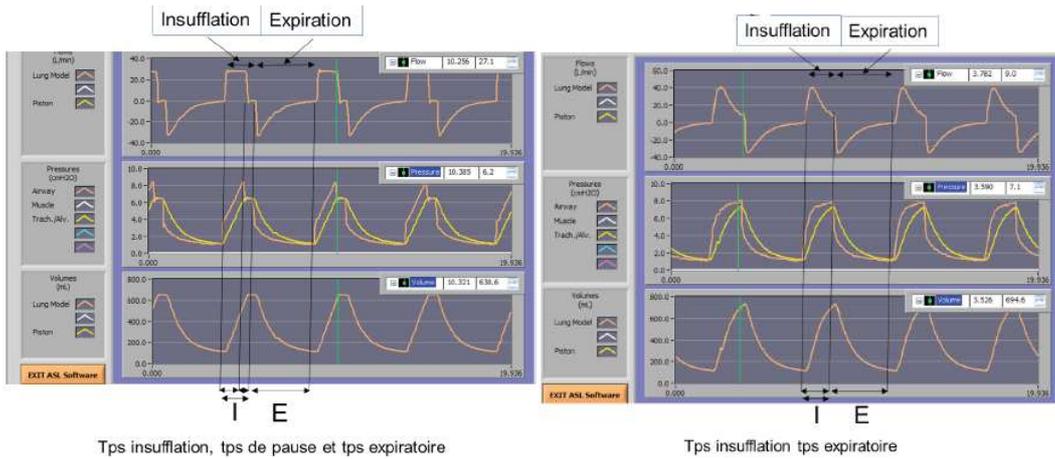


Figure 12- Courbe (pressions, volumes, débits) en mode volume contrôlé

Figure 13- Courbe (pressions et débits) en mode pression contrôlée

L'expiration est passive et se fait à un gradient de pression alvéolo-trachéale proche des valeurs physiologique en ventilation spontanée.

II.4.2 La courbe de pression en ventilation mécanique :

Lors de l'insufflation, la pression dans les voies aériennes augmente selon les réglages de la machine et les propriétés mécaniques du système respiratoire. Schématiquement, on distingue les propriétés statiques où l'augmentation de pression des voies aériennes est directement en relation avec le volume insufflé et les propriétés dynamiques où elle est liée au débit. La relation pression-volume est appelée compliance et s'exprime en L/cm H2O ($C = \Delta V / \Delta P$ soit approximativement = Volume courant / (Pression plateau-PEP). La relation pression-débit est appelée résistance et s'exprime en cmH2O/l/min ($R = (\text{Pression d'insufflation} - \text{pression de plateau}) / \text{débit inspiratoire}$) (fig14).

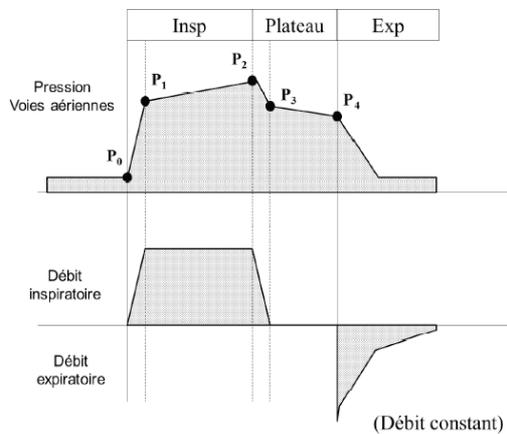


Figure 14- Identification des différents repères sur la courbe de pression des voies aériennes

Lors du temps de pause inspiratoire, la pression diminue pour atteindre un plateau; cette pression dite de plateau est en relation directe avec les forces de rétraction du système respiratoire. La différence de pression entre cette pression de plateau et la pression d'insufflation est en relation avec la résistance des voies aériennes (fig15).

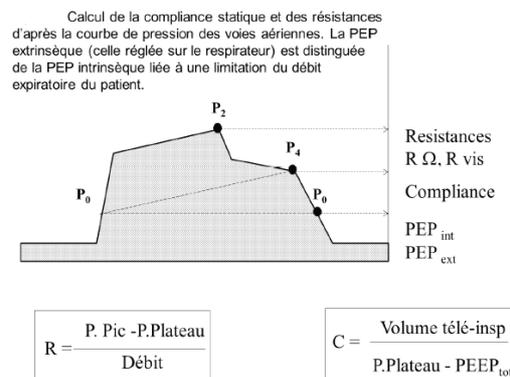


Figure 15- Calcul de la compliance statique et des résistances d'après la courbe de pression des voies aériennes

En pratique, à tout moment de l'insufflation, la pression dans les voies aériennes obéit à la relation :

$$P = P_0 + (1/C) V + R / \Delta V / \Delta T \quad (\text{II.1})$$

Donc la pression des voies aériennes dépend :

- De la pression de fin d'expiration (P_0) ;
- D'un facteur statique (compliance C et volume V) ;
- D'un facteur dynamique (débit, résistance).

II.5. Les modes ventilatoires : il existe plusieurs modes ventilatoires qu'on peut résumer par :

II.5.1 Les modes ventilatoires conventionnels :

En fonction du paramètre pré-réglé qui va contrôler la contrainte appliquée par le respirateur aux voies aériennes pendant l'insufflation, on distingue les modes en volume et les modes en pression. Dans les modes en volume, le paramètre pré-réglé est un volume, ou plus exactement, un débit et un temps d'insufflation. Dans les modes en pression, ce paramètre est une pression qui est appliquée aux voies aériennes pendant toute la durée du temps inspiratoire [8].

Ces modes ventilatoires les plus simples permettent de ventiler les patients dans la plus grande partie des situations cliniques.

II.5.1.1 Les modes volumétriques :

Dans un mode volumétrique, le respirateur est réglé pour délivrer un volume courant (V_t) pendant une durée définie (T_i : temps inspiratoire) selon un débit carré défini. Les modes volumétriques ont été les premiers à être utilisés et sont les plus employés car ils ont été pendant très longtemps les seuls modes disponibles sur les respirateurs. Chez un patient ayant une ventilation spontanée, dans un mode volumétrique, le réglage du débit est crucial pour obtenir une diminution de la dyspnée et de l'effort respiratoire. L'avantage majeur d'un mode en volume est de garantir la ventilation minute et/ou le volume courant souhaité mais l'inconvénient principal est l'absence de contrôle de la pression dans les voies aériennes, exposant au risque de barotraumatisme [9] (fig16).

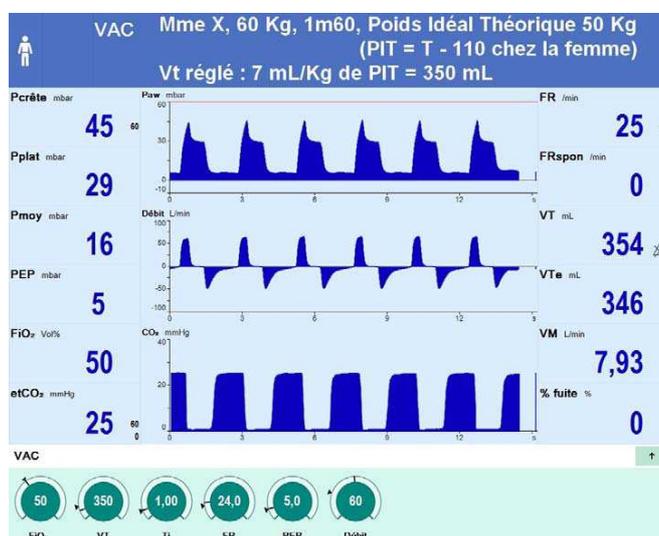


Figure 16-Capture d'écran d'un ventilateur en mode volumétrique en bas de l'écran les paramètres réglés et de chaque côté ceux monitorés

II.5.1.2 Les modes barométriques :

Dans un mode barométrique, le paramètre réglé est la pression d'insufflation dans les voies aériennes (P_{insp}) pendant une durée définie (T_i). L'avantage majeur d'un mode en pression est de garantir une limite de pression évitant ainsi le risque de barotraumatisme, mais l'inconvénient principal est l'absence de contrôle du volume courant et de la ventilation minute en cas de changement des propriétés mécaniques du système respiratoire (atélectasie, encombrement bronchique, encrassement de la sonde...).

Contrairement à un mode réglé en volume, le débit sera d'emblée maximal puis décélérant en mode réglé en pression. Cet aspect présente un avantage potentiel des modes barométriques (fig17) [10].

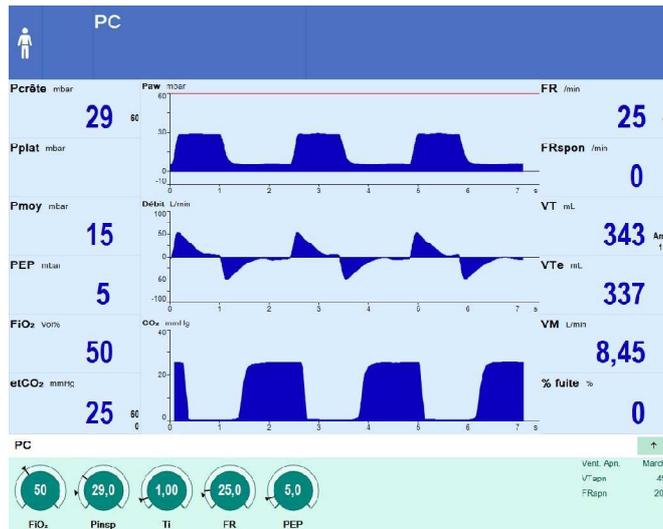


Figure 17-Capture d'écran d'un ventilateur en mode (Pression Contrôlée)

II.5.1.3 L'Aide Inspiratoire(AI) :

L'AI (ou pressure support ventilation PSV des anglo-saxons) est un mode barométrique présentant un intérêt qui fait de lui le mode le plus utilisé dans le sevrage de la ventilation mécanique en réanimation: c'est le seul mode conventionnel dans lequel le patient impose son temps inspiratoire (via un trigger expiratoire). Lorsque le débit (décélérant dans un mode barométrique) passe sous un seuil prédéfini (le seuil de trigger expiratoire), l'insufflation de gaz est stoppée, et l'expiration peut débuter. Dans ce mode, le patient peut ainsi déterminer son Vt en fonction des propriétés mécaniques du système respiratoire (poumon+paroi) et de son effort. En cas d'apnée, le ventilateur passe automatiquement dans un mode sécurisé (Pression contrôlée ou volume contrôlé en fonction du pré réglage) assurant une ventilation minimale au patient (fig18).

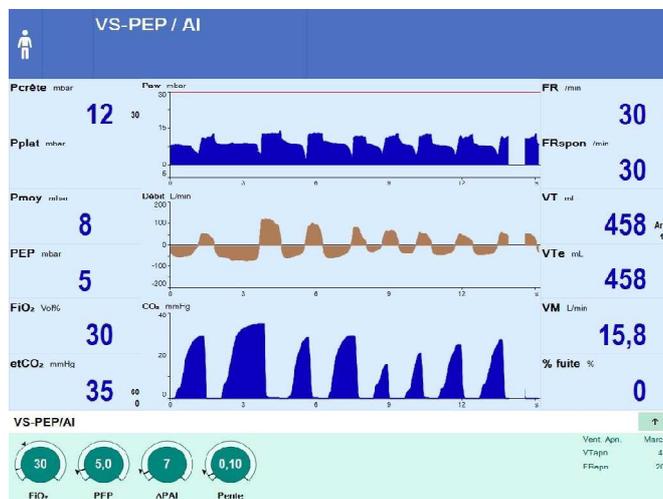


Figure 18-Capture d'écran d'un ventilateur en mode VS-AI

Détection des efforts inspiratoires (Trigger) :

Le trigger a pour fonction de détecter les efforts inspiratoires du patient afin de synchroniser l'ouverture de la valve inspiratoire avec l'activité inspiratoire du patient. Il existe deux types de systèmes de détection des efforts inspiratoires : les triggers en pression et les triggers en débit. Les deux caractéristiques essentielles des triggers sont leur sensibilité et leur délai de réponse. Plus un trigger est sensible et plus faible sera l'effort minimal détectable. Plus un trigger est rapide, plus court sera le délai entre début de l'effort inspiratoire et début de l'insufflation. Ce dernier paramètre a un impact très significatif sur le travail fourni par le patient dans les modes assistés. Tous les respirateurs modernes sont dotés de triggers à la fois sensibles et rapides (fig19) [8].

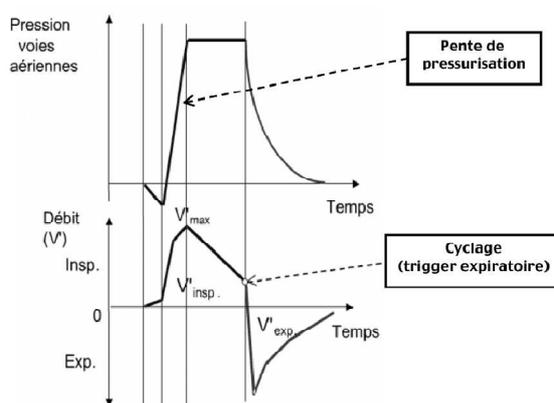


Figure 19- Cycle de ventilation en aide inspiratoire

II.5.2 Les modes mixtes :

Les modes mixtes combinent une ventilation régulée en pression et un objectif réglé de volume courant. On distingue les modes mixtes dans le cycle au cours desquels l'objectif de volume est atteint dans chaque cycle et les modes mixtes cycle à cycle dans lesquels la pression inspiratoire appliquée à chaque cycle varie en fonction du volume courant obtenu lors du cycle précédent.

II.5.2.1 Les modes mixtes dans le cycle :

Ces modes ont divers dénominations en fonction des fabricants : Volume-Assured Pressure Support ou VAPS (Bird), VS AI avec volume courant (V_t) minimum ou VS AI V_t mini (Taema), AI avec volume assuré ou AI. V_t (Saime).

Chaque cycle est initié par un effort inspiratoire (mode assisté) et débute par une assistance en pression de type aide inspiratoire dont le niveau est réglé. Cette assistance en pression est interrompue quand le débit inspiratoire atteint une valeur réglée. Si, à ce moment, le volume courant cible (réglé) a été atteint, le respirateur passe à l'expiration. Il s'agit donc d'un cycle de type aide inspiratoire. Si au contraire, le volume courant cible n'a pas été obtenu lorsque le débit atteint le débit réglé, le respirateur poursuit l'insufflation en débit constant au débit réglé jusqu'à obtenir le volume courant cible réalisant alors un cycle mixte régulé initialement en pression, puis secondairement en débit. Le fonctionnement de ces modes est de compréhension délicate et dépendent beaucoup des réglages conjoints de volume courant, pression d'aide et débit inspiratoire de consigne. Ils sont de ce fait très peu utilisés.

II.5.2.2 Les modes mixtes cycle à cycle :

Les modes mixtes cycle à cycle fonctionnent tous sur le même principe : il s'agit de modes assistés ou assistés-contrôlés en pression avec asservissement de la pression inspiratoire au volume courant résultant. Le respirateur mesure en permanence le volume courant et le compare au volume courant cible (réglé). Si le volume courant délivré est inférieur au volume cible, la pression inspiratoire du cycle suivant est augmentée, a contrario elle est diminuée si le volume courant est supérieur au volume courant cible. On peut distinguer les modes mixtes cycle à cycle avec cyclage sur le temps (T_i fixe), assimilables à une VAC en pression avec pression inspiratoire asservie au volume courant, et ceux avec cyclage sur le débit (T_i variable) assimilables à une aide inspiratoire avec pression d'aide asservie au volume courant. Les premiers sont dénommés volume contrôlé à régulation de pression (Siemens, Maquet), autoflow (Dräger), volume contrôlé plus (Puritan Bennett), pression adaptative (Hamilton), pression contrôlée à volume garanti (General Electric). Les seconds correspondent aux modes dénommés volume support (Siemens) ou volume assisté (Maquet).

L'aspect des courbes pressions temps et débit temps est superposable à celui d'une VAC en pression ou d'une aide inspiratoire à ceci près que la pression inspiratoire est susceptible de varier d'un cycle à l'autre. L'avantage principal de ces modes par rapport à la VAC est qu'il ne nécessite pas de régler le débit inspiratoire et que le débit proto-inspiratoire rapide caractéristique des cycles en pression permet une meilleure synchronie patient-ventilateur et un moindre travail respiratoire qu'une VAC en volume réalisée avec un débit inspiratoire trop faible. Le principal défaut de ces modes est leur comportement en cas d'augmentation de la demande ventilatoire. Lorsque survient une augmentation de la demande ventilatoire (levée de

sédation, fièvre, douleur, etc.), le patient augmente la fréquence et l'intensité de ses efforts inspiratoires.

L'augmentation de l'intensité des efforts inspiratoires se traduit par une augmentation du volume courant qui va entraîner de facto une diminution du niveau de pression inspiratoire. Ces modes délivrent donc une assistance inversement proportionnelle aux efforts du patient : plus forte est la demande ventilatoire plus faible est l'assistance fournie par le respirateur. Ce comportement est un non-sens physiologique.

Bien que régulés en pression, les principes de surveillance (alarmes) de ces modes se rapprochent de ceux de la VAC en volume. En effet, une augmentation de résistance ou une diminution de compliance se traduiront par une augmentation de pression inspiratoire, d'où la nécessité d'une alarme de pression inspiratoire maximale [8].

II.5.3 Les modes asservis complexes :

Ce sont des modes de ventilation utilisant une boucle de régulation complexe (plusieurs paramètres régulés).

II.5.3.1 Basés sur un signal physiologique :

La NAVA (Neurally Adjusted Ventilatory Assist) est un mode ventilatoire développé de façon récente et dont le principe fondamental est d'adapter l'assistance délivrée par le ventilateur à l'activité électromyographique (EMG) du diaphragme du patient ventilé, reflet direct de la commande respiratoire centrale. Ainsi en mode NAVA, le ventilateur est asservi à un signal relativement proche de la commande respiratoire centrale. Ce mode a pour objectif principal d'améliorer la synchronisation patient-machine en remplaçant le trigger inspiratoire classique qui utilise soit un signal de pression ou de débit des voies par un signal de l'activité électrique diaphragmatique obtenu à l'aide d'une sonde oesophagienne. L'assistance du ventilateur est ainsi proportionnelle à l'activité diaphragmatique.

L'utilisation de la NAVA implique en premier lieu le recueil de l'activité EMG du diaphragme par une sonde gastrique d'alimentation équipée d'électrodes EMG. Une fois la sonde en place, ces électrodes (situées en regard du diaphragme) vont pouvoir recueillir l'activité EMG de ce muscle. Cette activité EMG est ensuite transmise au ventilateur et permettant le pilotage de ce dernier. Le niveau de mise en pression des voies aériennes est adapté à l'activité EMG du diaphragme (fig20) [10].



Figure 20-Capture d'écran d'un ventilateur en mode NAVA

II.5.3.2 Basé sur une l'intelligence artificielle :

Ces modes ventilatoires sont basés sur des protocoles informatiques explicites ECP (Explicit Computerized Protocol).

II.5.3.2.1 Adaptive Support Ventilation (ASV, Hamilton) :

L'ASV est un mode ventilatoire qui utilise l'Aide Inspiratoire et une boucle d'asservissement élaborée sur les travaux d'Otis, selon lesquels pour chaque valeur de ventilation minute, il existe une combinaison optimale VT x FR nécessitant le moins de travail ventilatoire (il est moins fatiguant de respirer à 500 mL x 15 c/min qu'à 250 mL x 30 c/min). L'ASV a donc plusieurs objectifs : obtenir les paramètres ventilatoires qui permettent en théorie le travail respiratoire le plus faible, limiter l'hyperinflation dynamique et la PEP intrinsèque et rester dans des limites de sécurité en termes de pression ou de volume. Les réglages du respirateur nécessitent trois données déterminées par le clinicien: le poids idéal du patient (déterminé à partir d'une formule intégrant la taille et le sexe), le pourcentage de ventilation minute minimale souhaité liée au poids (une ventilation normale est de 100 mL/kg de poids/min : par exemple la ventilation à 100 % d'un adulte dont le poids idéal est de 70 kg sera de 7 L/min), et la limite de pression à ne pas dépasser (pression de sécurité). Le respirateur délivre ensuite cinq cycles tests à des fréquences de 10 à 15 c/min et une pression de 15 cmH₂O au-dessus du niveau de PEP réglé. Il mesure ensuite la compliance dynamique, la fréquence respiratoire, le volume courant, et la constante de temps expiratoire. Dès lors, le programme du respirateur génère un niveau de pression pour induire le volume courant cible, sans distension, ni respiration superficielle.

Le respirateur détermine un cadre de sécurité dans lequel le point formé par la combinaison fréquence-volume courant peut se déplacer. Les adaptations se font cycle à cycle. Simultanément, le niveau de pression est adapté par palier de 2 cmH₂O, pour progressivement générer le VT cible. Quand le malade n'a pas d'activité respiratoire, les cycles sont délivrés en pression contrôlée. Dès que le respirateur détecte un effort inspiratoire, le cycle est délivré en AI.

II.5.3.2.2 NÉOGANESH (*SMARTCARE*) :

Cette modalité de ventilation n'est pas un nouveau mode puisqu'il s'agit d'une ventilation qui utilise le mode de l'aide inspiratoire. Mais grâce à l'utilisation de l'intelligence artificielle, la boucle fermée utilisée par ce ventilateur introduit un degré supplémentaire de complexité. En effet, ce système permet de reproduire la démarche du clinicien pour adapter le niveau d'assistance ventilatoire en fonction du profil respiratoire du patient et pour appliquer une stratégie de sevrage de la ventilation mécanique basée sur les recommandations de la littérature[8].

NéoGanesh a été le nom utilisé lors des descriptions initiales et SmartCare est le nom qui a été donné au système lorsque celui-ci a été intégré à un ventilateur commercial.

Le fonctionnement de NéoGanesh/SmartCare repose sur trois principes fondamentaux :

- le maintien du patient dans une zone de confort respiratoire en adaptant le niveau d'aide inspiratoire;
- la décroissance progressive du niveau d'aide inspiratoire en cas de stabilité ;
- la réalisation automatisée des tests de sevrage avec un niveau d'aide inspiratoire minimum suivis d'un message à l'écran si ces tests sont positifs.

L'algorithme utilisé par le système automatisé de ventilation et de sevrage repose sur la fréquence respiratoire, le volume courant et le CO₂ expiré du patient obtenus à partir du monitoring du ventilateur et moyennés le plus souvent pendant 2 min et, en cas de modification du niveau d'aide inspiratoire, pendant 5 min (pour permettre une stabilisation du profil respiratoire avec le nouveau niveau d'assistance ventilatoire).

En fonction de ces données moyennées, un diagnostic ventilatoire est établi et, en fonction de ce dernier, le niveau d'aide inspiratoire est automatiquement ajusté (augmenté, diminué ou maintenu stable) pour tenter de maintenir le patient dans une zone de confort ventilatoire prédéfinie. Parallèlement, lorsque le patient est stable, le système implémente un protocole de décroissance automatisée et progressive du niveau de l'aide inspiratoire, ainsi que des tests de sevrage automatisés lorsque le niveau d'aide inspiratoire du patient est suffisamment bas (fig21).

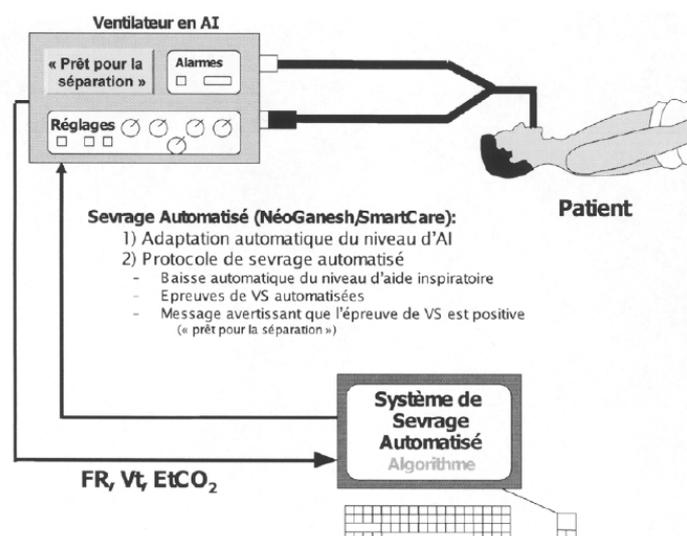


Figure 21- Principes de fonctionnement de NéoGanesh/SmartCare

II.6. Le sevrage ventilatoire :

Le sevrage de la ventilation mécanique se définit comme la séparation du respirateur au patient. Elle comporte classiquement trois étapes :

- Le pré-requis à l'épreuve de ventilation spontanée (VS).
- L'épreuve de VS.
- La période de 48 h au terme de laquelle le sevrage est considéré comme réussi ou non.

Le sevrage de la ventilation s'accompagne habituellement de l'extubation qui consiste à séparer le patient de la sonde d'intubation. En effet, il faut distinguer l'extubation du sevrage, car par exemple un patient peut être extubé et nécessiter au décours de son extubation une assistance ventilatoire de plusieurs jours en utilisant de la ventilation non invasive (VNI) [9].

II.7 Conclusion:

La ventilation artificielle proposée de nos jours sur les respirateurs a bénéficié d'une avancée remarquable en matière de confort et de synchronie pour le patient.

Si la maîtrise complète des modes de base reste indispensable, le recours aux autres modes dit complexes peut être utile dans certaines situations.

Le prochain chapitre portera sur la présentation du respirateur de type iTernIS BASE (HEYER) qui est un ventilateur mécanique commandé par microprocesseur qui intègre les méthodes les plus avancées pour une assistance ventilatoire.

*Chapitre III : Le respirateur de
réanimation-présentation de
l'iTernIS BASE.*

III.1. Introduction :

L'iTernIS BASE (HEYER) est un ventilateur mécanique commandé par microprocesseur qui intègre les méthodes les plus avancées pour une assistance ventilatoire. Le circuit électronique exploite deux vannes proportionnelles qui fournissent le débit nécessaire de gaz pour satisfaire la configuration choisie.

Il est conçu pour être utilisé dans les hôpitaux et centres de soins en particulier dans les services de soins intensifs, avec tous les types de patients (adulte, pédiatrique et néonatale) nécessitant une assistance ventilatoire invasive et non invasive, pour une période courte ou longue, permettant un suivi des principaux paramètres ventilatoires. L'équipement fournit des soins pour les patients capables ou incapables de prendre leurs propres efforts respiratoires.

Dans ce chapitre nous ferons une présentation générale du ventilateur, ces composants principaux, son mode de fonctionnement et certains de ces modes ventilatoires.

III.2 Vue d'ensemble du ventilateur :

Sur L'iTernIS BASE (fig22), les éléments pneumatiques et électroniques où se font le mélange et l'administration des gazes aux patients et l'interface utilisateur constituent un même élément c'est l'unité patient.



Figure 22- iTernIS BASE

III.2.1 L'unité patient :

L'unité patient est montée sur un chariot mobile pour se déplacer et pivoter suivant le côté du lit où se trouvera le respirateur.

L'alimentation électrique et la batterie de secours se trouvent dans l'unité patient.

Toutes les connexions se trouvent dans l'unité patient. Le cordon d'alimentation est branché sur secteur et les tuyaux de gaz sont branchés à l'alimentation murale, aux bouteilles de gaz ou au compresseur.

III.2.1.1 L'interface utilisateur :

Sur une vue de face, on distingue les éléments suivants (fig23) :

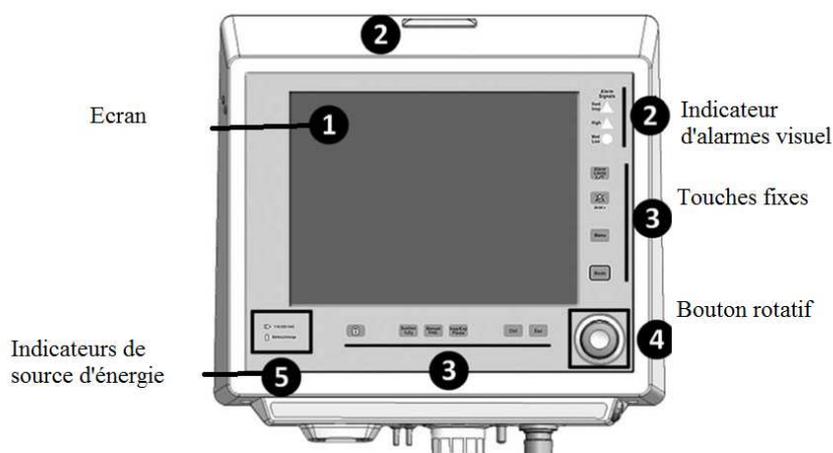


Figure 23- Vue de face iTernIS BASE

Le ventilateur dispose d'un écran tactile 12 pouces qui affiche en permanence la surveillance des paramètres de ventilation, et les différentes courbes qui peuvent être sélectionnées selon la préférence de l'utilisateur.

L'écran est sectionné afin de faciliter l'interprétation de l'information présentée.

Les caractéristiques de ces champs sont les suivants :

a) Ajustements de contrôle :

La partie inférieure de l'écran affiche les paramètres de ventilation intervenant dans le mode ventilatoire (fig24). Ces valeurs peuvent être ajustées par l'utilisateur. Quand l'un ou l'autre mode de fonctionnement est sélectionné, la quantité et la nature de ces paramètres peuvent varier.



Figure 24- Capture d'écran de l'iTernIS BASE

b) Surveillance des données (Monitoring):

Sur la partie supérieure de l'écran se trouvent les valeurs des paramètres surveillés par le ventilateur. Sur la gauche de cette zone, une étiquette indique la catégorie du patient, le mode de ventilation et, si possible de programmer la ventilation de secours, le mode configuré comme une sauvegarde. Cette zone comprend également la date et l'heure courante (fig24).

III.2.1.2 Le bloc inférieur :

Sur cette partie (fig25) du ventilateur, on trouve les connexions pour :

- L'appareil expiratoire(1);
- Les tuyaux du pneumotachographe pour la valve expiratoire(2) ;
- Le tuyau de nébulisation(4) ;
- Vers patient du circuit patient(5)

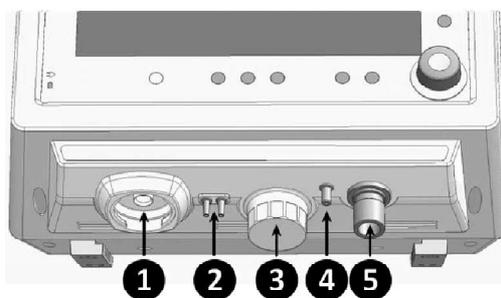


Figure 25- Bloc inférieur du ventilateur

Dans cette partie du respirateur, on trouve aussi la cellule d'oxygène⁽³⁾.

Le capteur d'oxygène :

Il se trouve dans une position qui permet la détection des mélanges gazeux avant d'atteindre l'orifice de sortie vers le patient. Ceci lui permet de suivre la concentration en oxygène dans le gaz à l'endroit où il quitte le ventilateur. Il est protégé par un capuchon cylindrique et connecter par une prise (Jack).

III.2.1.3 Le panneau arrière:

Dans cette partie (fig26), on trouve les ouvertures d'entrée pour le raccordement du gaz, l'entrée de la source d'alimentation électrique, le ventilateur pour le refroidissement des composants électroniques de l'appareil et une sortie audio pour les alarmes.

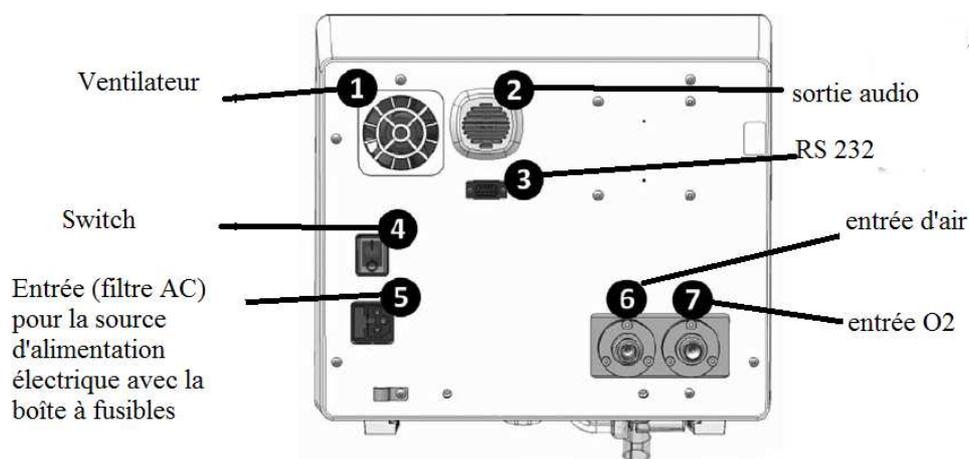


Figure 26- Panneau arrière du ventilateur

III.2 .2 Le circuit patient :

Le circuit patient est un système de tuyaux qui transportent le gaz entre le ventilateur et le patient. Cette définition comprend tous les accessoires attachés aux tuyaux (humidificateur, pièges à eau, nébuliseurs, vannes, connecteurs...) (fig27).

Chaque catégorie de patient utilise un circuit patient de taille différente. Les diamètres des tuyaux sont de 22 mm pour les ADL, 15 mm pour les PED, et 10 mm pour NEO-INF. Par conséquent, les connecteurs et accessoires devraient être de ces mêmes mesures.

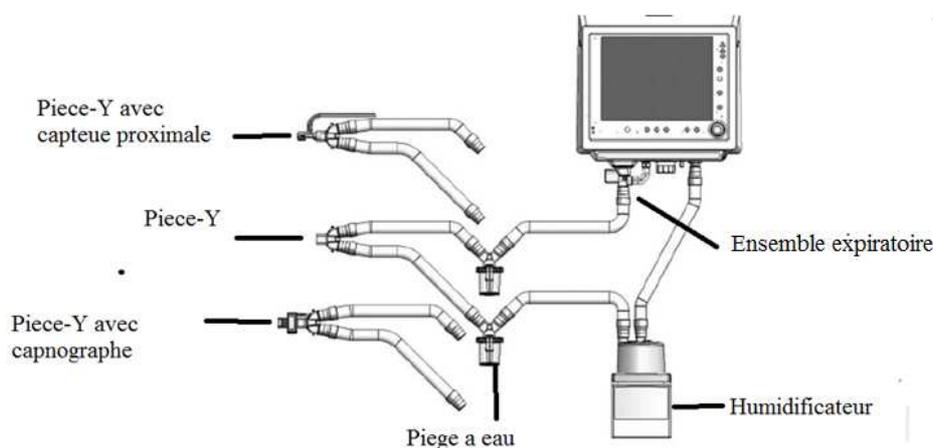


Figure 27- Diagramme d'un ventilateur assemblé à un circuit patient complet

III.2.2.1 Le segment inspiratoire :

Le segment comprend les éléments inspiratoire du circuit patient entre l'ouverture de sortie pour le patient et la pièce en Y connexion. Du respirateur au patient, ces éléments sont :

- Un court segment de tuyau, si l'humidificateur actif est utilisé. Dans le cas contraire, un segment du tuyau jusqu'au piège d'eau
- Un Chauffe Actif / humidificateur
- Un Segment de tuyau jusqu'au piège à eau (si l'humidificateur actif est utilisé)
- Un piège à eau.
- Un segment de tuyau jusqu'au nébuliseur (si cette option existe)
- Un nébuliseur

III.2.2.2 Le segment expiratoire :

Le segment expiratoire relie la pièce en Y à l'ensemble expiratoire. Les éléments de ce segment, à partir de la pièce en Y jusqu'au le ventilateur, sont les suivants:

- Un segment de tuyau jusqu'au piège d'eau
- Un piège à eau
- La section de tuyau à l'ensemble expiratoire
- Un appareil expiratoire.

III.2.2.3 La pièce-Y :

La pièce en Y est une unité unique qui relie les segments inspiratoires et expiratoires du patient et fournit leur connexion au patient. L'intermédiaire de la sonde trachéale est reliée à l'ouverture de 15 mm de la pièce femelle.

III.2.2.4 L'ensemble expiratoire :

L'ensemble expiratoire (fig28) intègre dans son corps le pneumotachographe expiratoire distale (capteur de débit) et la valve expiratoire.

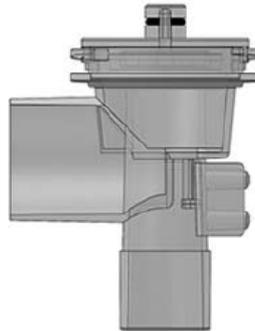


Figure 28- L'ensemble expiratoire

III.3 Fonctionnement de l'iTernIS BASE :

III.3.1 Le circuit pneumatique :

Le circuit pneumatique (fig29) se compose de :

Entrée d'oxygène (1), entrée d'air (2), filtre (3), capteurs haute pression(4), régulation de pression(5) , valves proportionnelles solénoïdes (6), capteurs de débits (7), capteur d'O₂ (8), valve de sécurité(9), valve de libération d'inhalation(anti suffocation)(10),nébuliseur (11), sortie vers patient(12), capteurs basse pression(13), appareil d'expiration(valve et pneumotachographe d'expiration(14), valve de cyclage(15), valve proportionnelle solénoïde (PEEP) (16) .

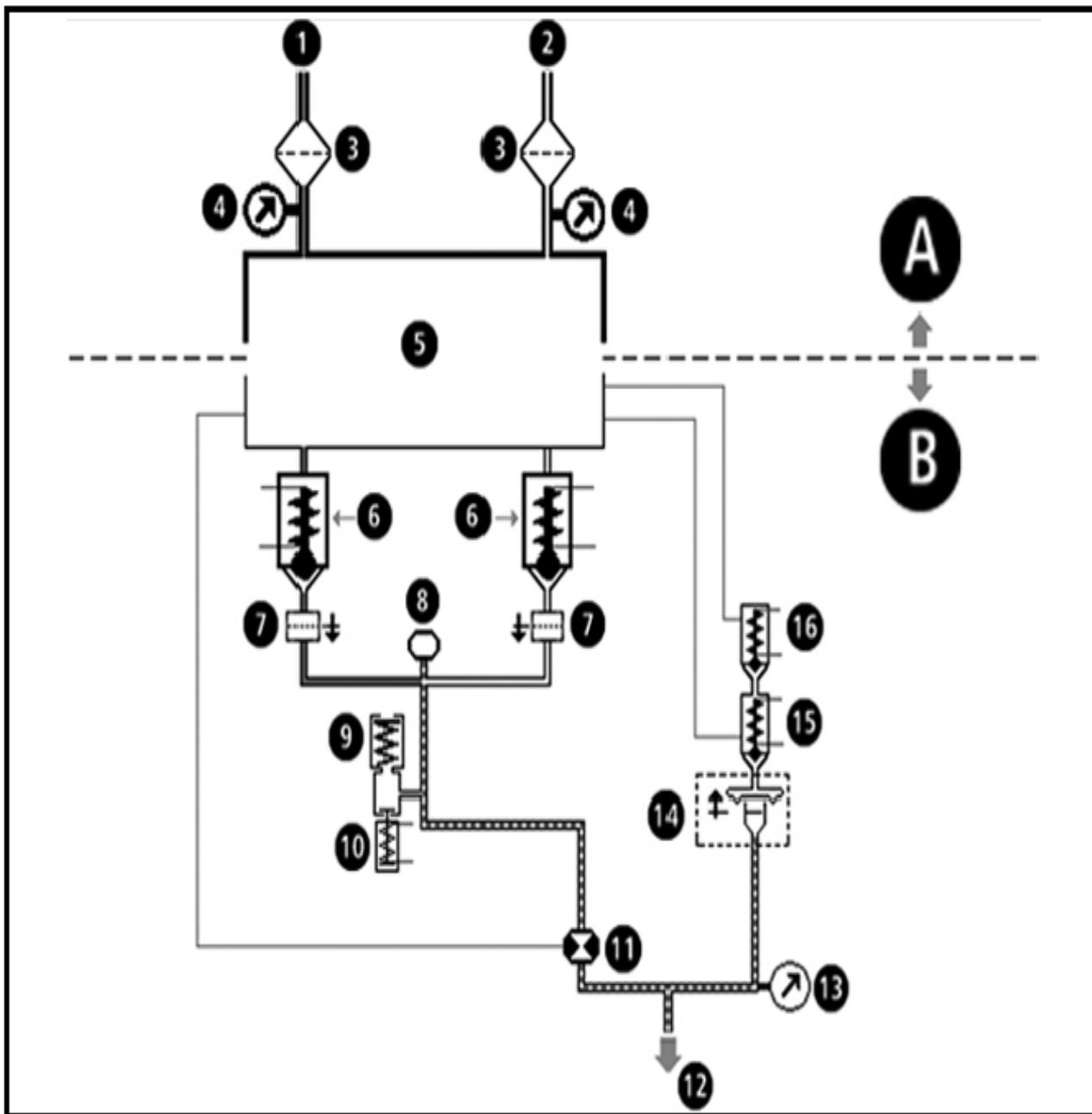


Figure 29- Circuit pneumatique du ventilateur

III.3.2 Fonctionnement de base :

L'iTernIS BASE dispose d'un système de commande à microprocesseur qui assure la coordination des tâches résultantes de la programmation de l'équipement. Toutes les actions effectuées par le ventilateur sont contrôlées par ce système.

Le débit de gaz est administré au patient par deux distributeurs proportionnels, l'un pour l'air et l'autre pour l'oxygène. Les vannes fonctionnent simultanément, fournissant le niveau d'oxygénation adéquat.

La valve expiratoire est régie par le fonctionnement de deux valves qui sont connectées l'une à l'autre. L'une d'elles avec des fonctions on/off qui contrôle son ouverture ou sa fermeture, ce qui détermine respectivement le début ou la fin de la phase inspiratoire. L'autre valve est proportionnelle et régule le niveau de PEEP, lorsque cela est configuré.

Le microprocesseur est alimenté avec des signaux de retour provenant du système de capteurs du ventilateur. Cela permet au programme de contrôler et d'ajuster le programme configuré du ventilateur.

La pression d'air est mesurée avec un transducteur relié à un capteur à l'extrémité du circuit patient (ensemble expiratoire). Le signal provenant de ce transducteur est également utilisé pour le déclenchement des inspirations, lors de l'activation de détection de pression.

La pression proximale est mesurée avec un transducteur à l'extrémité de la sortie vers patient. La tâche la plus importante de cet élément est le contrôle de la pression lors de la ventilation en mode pression contrôlée ou PSV.

Les informations du débit sont obtenues par deux des capteurs de pression différentiels connectés au pneumotachographe interne de sortie et le pneumotachographe expiratoire. Le pneumotachographe interne (type de maillage Silverman) permet de contrôler le flux et le volume entraîné par le ventilateur lors de la phase inspiratoire. Les flux expirés sont mesurés à travers le pneumotachographe expiratoire (ensemble expiratoire).

L'équipement possède un système de valves qui fournit un canal de communication entre les transducteurs de pression et la pression ambiante. Cela remettra à zéro les transducteurs.

Simultanément, le débit d'air est entraîné pour purger les lignes du pneumotachographe expiratoire et éviter les dépôts et l'humidité et d'eau dans l'élément de mesure.

III.3.3 Les mécanismes de sécurité :

L'iTernIS BASE dispose d'un système de sécurité complet qui comprend le système d'exploitation qui contrôle le microprocesseur et divers composants qui agissent indépendamment.

a) Le Watchdog :

C'est le système qui surveille le fonctionnement du circuit électronique.

Quand il détecte une anomalie dans la fonction du ventilateur, il permet de la suspendre et activer le mode ventilation d'urgence.

Le Watchdog peut activer la ventilation d'urgence dans deux situations différentes :

- Après 30 s écoulé : de tourner sur le ventilateur, sans sélectionner une catégorie de patients sur le premier écran de l'étalonnage initial.
- Lorsque le microprocesseur perd le contrôle de la séquence qui régule le programme de ventilation.

b) La ventilation d'urgence :

La ventilation d'urgence est un mécanisme qui est activée dans des conditions d'extrême nécessité pour assurer une ventilation temporaire au patient jusqu'à ce que des mesures soient prises. La ventilation d'urgence n'est pas un mode ventilatoire valide .

Il délivre des respirations similaires a ceux de la pression contrôlée (PCV). Au cours de cet événement, seulement la pression de pic et la FR seront surveillées.

c) La valve de sécurité :

Située juste en avant de l'orifice de sortie pour le patient. Elle s'ouvre lorsque la pression dans le circuit patient atteint une valeur de 120 ± 5 cm H₂O. Le mélange gazeux passe dans un collecteur interne et sera évacué vers l'extérieur.

d) La valve inspiratoire (anti-suffocation) :

Cette valve permet au patient d'inspirer l'air de la pièce quand l'appareil est sous tension, où le ventilateur n'est pas opérationnel.

e) Manque de pression d'air comprimé:

L'air comprimé est utilisé comme contrôle de gaz dans le circuit patient. Quand il est manquant, l'oxygène peut le remplacer. De plus, lorsque l'appareil détecte le manque d'air elle passe automatiquement à une concentration d'O₂ à 100%.

f) Manque de pression d'oxygène :

Dans ce cas, l'air prend la place de l'oxygène, et les respirations sont livrées avec une concentration O₂ de 21%.

g) Auto remise à zéro :

Chaque 10 min, ou quand l'opérateur l'active, tout les capteurs de pressions sont automatiquement remis à zéro. Ce redémarrage des lectures évite les erreurs de décalage des pressions mesurées.

h) Le circuit purge :

Pour éviter l'obstruction et les fuites d'humidité dans les capteurs de pression, l'air est injecté par le circuit patient, en même temps que la remise à zéro des capteurs de pressions.

III.4 Les modes ventilatoires sur l'i Ternis BASE :

L'i Ternis BASE possède plusieurs modes ventilatoires, conventionnelles et mixtes mais dans cette partie on citera certains qui seraient intéressant de montrer.

III.4.1 CPAP -Continuous Positive Airway Pressure :

C'est un mode spontané où le patient respire dans un système continu avec pression positive. Il n'y a pas impulsions mécaniques avec une pression positive, mais l'inspiration du patient rend le ventilateur générateur d'un flux proportionnel à la demande afin de maintenir le niveau de pression positive continue. Quelconque effort du patient d'ouvrir les vannes qui fournissent le débit est régulé par le contrôle de la sensibilité inspiratoire.

Le ventilateur maintient une commande pneumatique active de la pression positive continue sous l'action d'une valve proportionnelle sur la membrane de la valve expiratoire.

Pendant la ventilation, la cartographie de la pression des voies aériennes pendant l'inspiration montre une légère baisse par rapport au niveau de référence de la pression positive continue (CPAP) et au cours de expiration, soit une augmentation de cette pression, qui est une forme de la courbe inverse de celle observée lors des respirations à la pression contrôlée, voire soutien en pression.

Lorsque le ventilateur ne détecte pas d'efforts inspiratoires valides, il assume une apnée.

III.4.2 SIMV (VCV) + PSV-Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation:

C'est un mode qui fournit un volume contrôlé pour les respirations obligatoires. Ce volume peut être réglé et livré par l'utilisateur avec une fréquence et un temps inspiratoire défini et fixe.

Au cours de la respiration spontanée, le patient respire avec une ventilation en pression soutenue (PSV).

Il est possible de régler la vitesse et le temps inspiratoire pour les respirations imposées par le ventilateur.

Le temps expiratoire résultant (des respirations obligatoires) a une période au cours de laquelle le patient peut commencer une inspiration spontanée avec les mêmes caractéristiques et les considérations pour le mode PSV. Ce délai est porté pour la première à 3/4 du temps expiratoire total. Le 1/4 restant est utilisé pour synchroniser l'inspiration du patient (fig30).

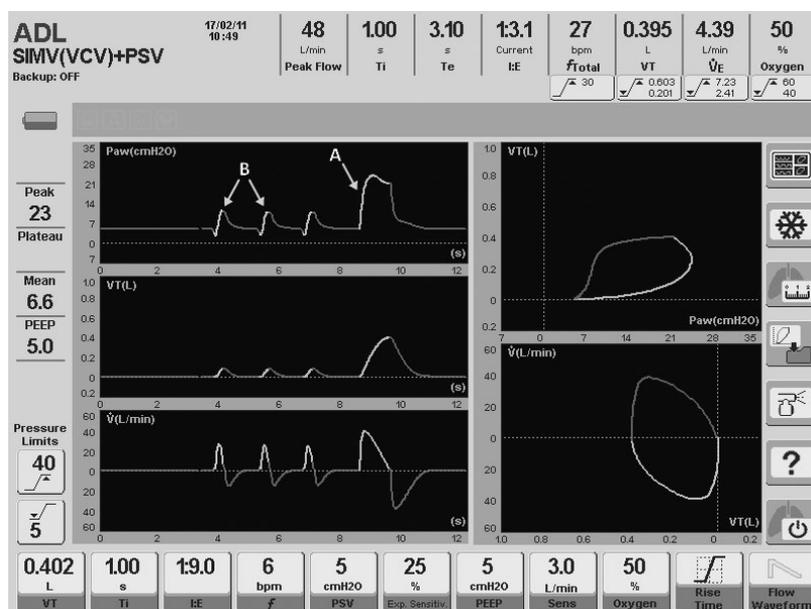


Figure 30- Capture d'écran sur mode SIMV(VCV) + PSV

III.4.3 SIMV (PCV) + PSV- Synchronized Intermittent Mandatory:

Ce mode est une autre variante de la Ventilation synchronisée obligatoire intermittente.

Le principe de fonctionnement est similaire à SIMV (VCV) + PSV avec la différence que les respirations obligatoires sont donc fournies avec une pression contrôlée.

La synchronisation des cycles spontanés et obligatoires est réalisée de la même manière que celle décrite avant. Le temps inspiratoire et le taux réglementé contrôlent la respiration obligatoire, qui dans ce cas est de type PCV (fig31).

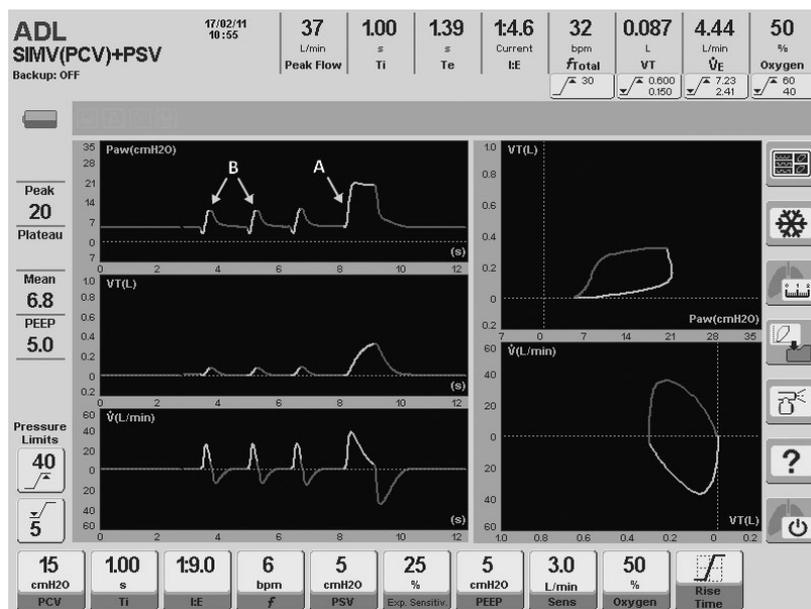


Figure 31-Capture d'écran mode SIMV(PCV) + PSV

III.4.4 MMV with PSV -Mandatory Minute Ventilation with Pressure Supported Ventilation:

C'est un mode de fonctionnement qui délivre des cycles spontanés avec une pression de soutien et la régulation d'un volume minute cible configurable.

La ventilation commence avec une valeur de pression d'appui initiale (configurable), et si le volume cible de minutes n'est pas atteint, le ventilateur ajuste la valeur PSV, insufflation après insufflation, jusqu'à atteindre la cible de ventilation nécessaire. Les variations PSV sont progressives, et ne représentent pas des changements brusques entre respirations consécutives (ne dépassant pas 2 cm H₂O entre respiration).

Parce que c'est un mode spontané, la fréquence de respiration et l'ampleur du patient qui la demande peut varier de manière continue. Bien entendu, le volume minute exigé par le patient accompagne ces variations, et le ventilateur est continuellement à la poursuite de l'objectif prévu. Par conséquent, les différences récurrentes peuvent être vérifiées entre l'ensemble volume minutes et le volume surveillé sans causer un dysfonctionnement (fig32).

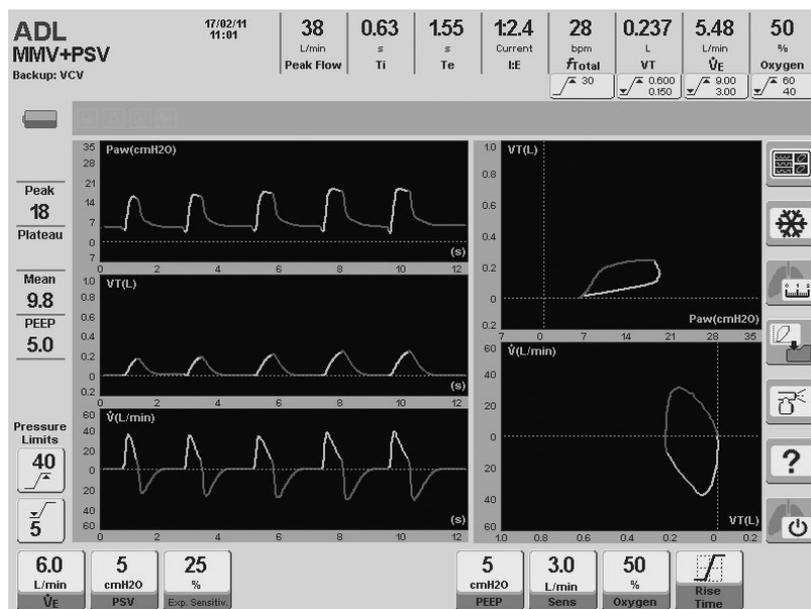


Figure 32-Capture d'écran mode MMV+ PSV

III.4.5 NIV – Noninvasive Ventilation :

C'est un mode en pression contrôlée qui combine des caractéristiques de PCV et PSV.

La respiration spontanée avec soutien en pression est autorisée, avec les mêmes caractéristiques que ceux fournis en mode PSV. En outre, le ventilateur permet la configuration d'une fréquence respiratoire pour assurer une ventilation minimale, dont les caractéristiques sont identiques aux insufflations avec une pression d'appui, avec la différence qu'ils ne sont pas déclenchés par le patient (Trigger), mais par le temps.

Le ventilateur fonctionne avec compensation de fuite. L'ampleur de la compensation de fuite dépend de la catégorie du patient. C'est l'un des mécanismes qui assurent la stabilité de la pression régulée, la stabilisation de la sensibilité de déclenchement automatique évitant le déclenchement automatique, et le contrôle de la synchronisation respiratoire.

La fin de l'inspiration comporte deux critères de mise en œuvre. La première traite la configuration de détection expiratoire. Si ce critère n'est pas rempli la respiration peut finir pendant un temps inspiratoire maximal prédéterminé.

La lecture du volume courant expiré par le patient est une estimation dans le calcul pour prendre en compte la fuite (fig33).

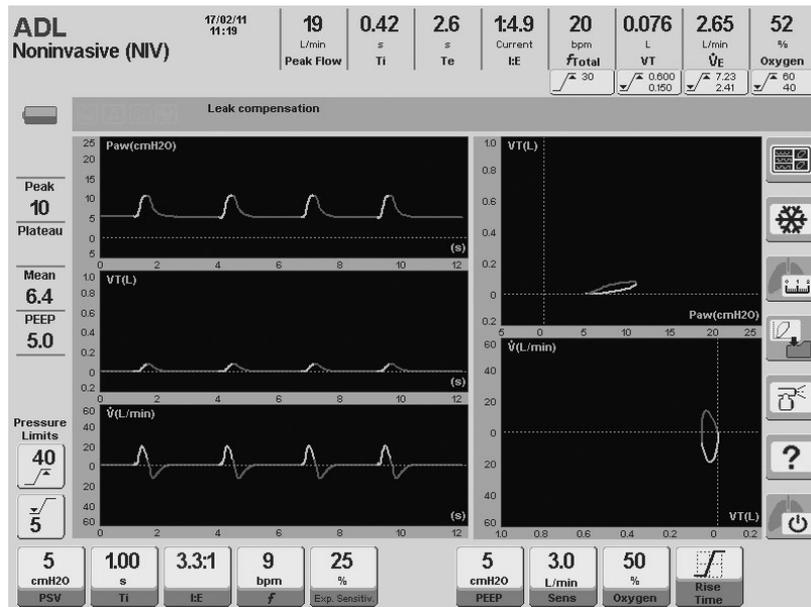


Figure 33- Capture d'écran en mode NIV

III.4 Les alarmes :

Toutes les alarmes qui font partie du système d'alarmes du respirateur ont un signal visuel (fig34), sonore et un avertissement affiché à l'écran indiquant le message d'erreur.

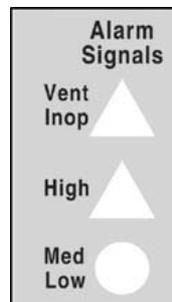


Figure34-Apparence de la zone des signaux lumineux.

Le système d'alarmes est organisé suivant leurs priorités en trois groupes : haute priorité, moyenne priorité et basse priorité.

Les priorités d'une alarme sont données par les signaux que le ventilateur utilise pour l'indiquer (voir tableau 1&2).

Dans le cas où deux alarmes se déclenchent simultanément, le ventilateur indiquera celle ayant la plus haute priorité.

Certaines alarmes ont des limites qui peuvent être définies par l'utilisateur par exemple, la pression maximale, la valeur du volume et volume minute. D'autres alarmes ne peuvent pas être configurées et ont été prédéfinies par le fabricant par exemple le niveau de batterie, manque d'approvisionnement des gazes, déconnection sur le circuit patient...

Lorsqu'une alarme se déclenche, on peut accéder à un message d'aide en appuyant sur une touche à l'écran. Le message répertorie les causes possibles et dans certains cas comprend une recommandation de mesure corrective.

Tous les événements d'alarmes qui se produisent alors que le ventilateur est en mode fonctionnement sont stockés dans la mémoire de la machine et seront disponibles à tout moment.

| Priorité | couleur | fréquence de clignotement |
|----------|---------|------------------------------|
| Haute | Rouge | Rapide |
| Moyenne | Jaune | lente |
| Basse | Jaune | Stable (pas de clignotement) |

Tableau 1-signaux visuelles

| Priorité | Impulsions de son |
|----------|-------------------|
| Haute | 10 (2*5) |
| Moyenne | 3 |
| Basse | 1 |

Tableau 2- signaux sonores

III.5. Conclusion :

L' iTernis BASE constitue la nouvelle génération des ventilateurs en réanimation.

Grâce à son système pneumatique et ses valves proportionnelles l'i Ternis BASE propose des fonctions qui font de lui un véritable outil d'explorations fonctionnelles respiratoires et d'investigation clinique.

Conclusion générale :

Il est évident que l'interdépendance entre la médecine et l'électronique est vitale pour l'être humain, ce qui a engendré l'émergence d'un nombre incontournable d'appareillages médicaux. Le développement de la ventilation artificielle incite à enrichir encore plus les techniques liées à son développement afin de rehausser son exploitation. Les données physiologiques et informatiques ont été mieux décryptées grâce à la réalisation pratique des systèmes au profit du médecin pour mieux traiter ses malades.

Ce travail nous a permis d'approfondir nos connaissances sur la ventilation artificielle et les différents modes ventilatoires, le fonctionnement des ventilateurs et l'application médicale de ces derniers.

Ce travail de fin d'études s'inscrit dans le cadre d'une étude pratique d'un équipement utilisé en soins intensifs, dédiées aux étudiants de licence et de master ainsi que les filières traitant des matières connexes à l'électronique biomédicale.

Bibliographie

- [1] L. Sherwood, Physiologie humaine. De Boeck, 2006
- [2] G. J Tortora et S.R Grabowsky, Principes d'anatomie et de physiologie. De Boeck, 2000
- [3] Michel Lacombe, Abrégé d'anatomie et de physiologie humaine. Editions Lamarre, 2006
- [4] S. Sabry, A. Holzer, A.T. Dinh-Xuan. Physiologie respiratoire Mécanique de la respiration et équation du mouvement respiratoire. ELSEVIER, 2005
- [5] Dr Ruidant. Biologie, anatomie, physiologie. Cour. Bruxelles : Institut Supérieur de Soins Infirmiers GALILEE. 2013- 2014
- [7] A Eghiaian, JE Bazin, JL Bourgain, X Combes, S Jaber, P Michelet, M Panczer, F Servin, K Nouette Gaulain. Socle de connaissances sur les respirateurs (réanimation et urgences) et les machines d'anesthésie. Société Française d'Anesthésie et de Réanimation, 2013
- [8] L. Brochard, A. Mercat, J-C Richard, Ventilation Artificielle : De la physiologie à la pratique, MASSON, 2008
- [9] Samir Jaber, Boris Jung, Yannaël Coisel, Matthieu Conseil, Gérald Chanques. Les nouveaux modes ventilatoires utilisant des boucles automatisées dans le sevrage ventilatoire. MAPAR, 2012
- [10] Y Coisel, M Conseil, N Clavieras, B Jung, G Chanques, D Verzilli, S Jaber. Ventilation artificielle : les fondamentaux. SFAR, 2013
- [11] Documents techniques HEYER