

# جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان



**Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen**

**Faculté de Technologie**

**Département de Génie électrique et Electronique**

**Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical**

## **MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES**

**Pour obtenir le Diplôme de**

## **MASTER en GENIE BIOMEDICAL**

**Spécialité : Instrumentation Biomédicale**

**Présenté par : Ariche Amina**

---

## **L'ETUDE ET LA REALISATION D'UN RESPIRATEUR ARTIFICIEL MICRO-CONTROLE**

---

**Soutenu le 27 juin 2013 devant le Jury**

M. HAMZA CHERIF Lotfi	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Président
M. BENABDALLAH Med	<i>Professeur</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Mme ZIANI CHERIF Souhila	<i>MAA</i>	Université de Tlemcen	Examineur

**Année universitaire 2012-2013**



بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

مَنْ عَمِلَ صَالِحًا مِنْ ذَكَرٍ

أَوْ أَنْثَرَ وَهُوَ مُؤْمِنٌ فَلَنُحْيِيَنَّهٗ حَيَاتًا

صَالِحَةً وَنُلَاقِيَنَّاهُمْ أَجْرَهُمْ بِأَحْسَنِ مَا

كَانُوا يَعْمَلُونَ



الآية 97 سورة آل عمران

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

مَنْ عَمِلْ عَمَلًا صَالِحًا مِمَّنْ فَطَر

أَوْ أَنْشَأَ وَهُوَ مُؤْمِنٌ فَلَنُحْيِيَنَّه حَيَاةً

صَالِحَةً وَنُجْزِيَنَّهِنَّ أَجْرَهُنَّ بِأَحْسَنِ مَا

كُنَّ يَعْمَلُونَ

الآية 97 سورة آل عمران



## Dédicace

*Je dédie ce modeste travail à mes très chers parents qui ont été toujours le soutien et le support pour moi dans tout mon cursus académique et j'espère que ce travail leur transmet mes reconnaissances et mes chaleureux remerciements pour leurs sacrifices.*

*À mes chères sœurs et mes chers frères à mes cousines et mes cousins à mes tantes à toute ma grande famille de petit au grand.*

*À mes amis et collègues*

*À toute la promotion d'IBM*

*À tout ceux que j'aime et ceux qui m'aiment*







## *Remerciements*


*Je teints a remercié en premier lieu notre dieu, qui ma donnée le courage et le pouvoir pour mener à terme ce projet de fin d'étude.*

*Je remercie aussi ma famille qui m'aider avec tous les moyens possibles pour réussir la réalisation de ce travail.*

*Sans oublier mes professeurs surtout mon encadreur M.BENABDELLAH Mohammed pour ses précieuses conseils et ses encouragements ; je le suis reconnaissante et particulièrement pour la confiance qu'il m'a donné et l'autonomie qu'il m'a laissé.*

*Je remercie vivement le nombre de jury d'avoir accepté d'examiner ce modeste travail.*

*Enfin à toutes personnes ayants contribué de près ou de loin à accomplir ce projet.*



- [1] Revue Agressologie
- [2] [http://www.soins-infirmiers.com/modes\\_ventilatoires.php](http://www.soins-infirmiers.com/modes_ventilatoires.php)
- [3] <http://www.utc.fr/abih> ; **Université de Technologie de Compiègne**
- [4] <http://cours.cegep-st-jerome.qc.ca/Respiratoire/volumesrespiratoires.htm>
- [5] <http://www.coria.fr/ibiom/IMG/pdf/StageL2BS.pdf> ; **Mémoire de deuxième année de licence d'Ingénierie pour le Biomédical (IBIOM)**
- [6] [http://www.medatice\\_grenoble.fr](http://www.medatice_grenoble.fr) ; **faculté de médecine de Grenoble « 2007-2008 »**
- [7] <http://e.carabin.free.fr/pcem2/roneo/eiaresp/physio/respphysio2.htm>;
- [8] <http://t1nker.bell.free.fr/physio/respi/mecastatique.pdf>
- [9] <http://student.unifr.ch/med/assets/files/uploads/Media/Poster%20II-4.pdf>
- [10] <http://www.uvp5.univ-paris5.fr>; docteur Launois –Rollinat ; faculté de médecine Grenoble
- [11] <http://jeanfrancois.riou.free.fr/polyrespiration.pdf>
- [12] BIGONOFF. "La programmation de PIC".
- [13] <http://www.technologuepro.com>.
- [14] Physiologie Humaine « les mécanismes du fonctionnement de l'organisme »

4<sup>ème</sup> Edition

*La relation pression volume pour le thorax (th) ,le poumon (L) et la paroi thoracique (W)*

# Sommaire

Liste des abréviations.....	I
Liste des figures .....	IV
Sommaire.....	VI
Introduction générale.....	1

## **Chapitre 1 : Les Mécaniques Ventilatoires Et Physiopathologiques**

<b>Introduction.....</b>	<b>3</b>
<b>I. Présentation sommaire de la fonction respiratoire .....</b>	<b>3</b>
<b>II. Caractères généraux de la ventilation pulmonaire .....</b>	<b>4</b>
II. 1 .Les volumes pulmonaires .....	4
II. 1.1.Les volumes mobilisables.....	4
II. 1.2.Le volume résiduel.....	5
II. 2 .Les capacités pulmonaires .....	7
II. 3 .les débits ventilatoires .....	8
II. 3.1. Le débit instantané .....	8
II. 3.2 .Le débit ventilatoire moyen .....	9
II. 4 .Les pressions.....	11
<b>III. L'élasticité du thorax .....</b>	<b>13</b>
III. 1. Elasticité du poumon .....	16
III. 1.1. Origine des propriétés élastiques pulmonaires .....	17
III. 2 .L'élasticité de la paroi thoracique .....	18
<b>IV. Les résistances opposées à l'écoulement de l'air.....</b>	<b>19</b>
IV. 1 .La mesure des résistances respiratoires.....	22
IV. 2. La mesure des résistances pulmonaires totales.....	23
IV. 3. La mesure séparée de la résistance des voies aériennes et des tissus .....	24
IV. 4 .Les facteurs de la résistance dans les voies aériennes.....	25
<b>V. Le travail ventilatoire .....</b>	<b>26</b>
<b>VI. Distribution de l'air inspiré.....</b>	<b>26</b>
VI. 1 .Origine de la répartition non homogène de l'air inspiré .....	27
<b>VII. Les échanges gazeux pulmonaires .....</b>	<b>30</b>
VII. 1 .Mesure des échanges gazeux .....	30
VII. 1.1.Le spirographe de Benedict .....	30
VII. 1.2.Méthode en circuit ouvert.....	31
<b>VIII. Valeur des échanges gazeux pulmonaires .....</b>	<b>32</b>
VIII.1 .Quotient respiratoire .....	32
VIII.2. L'équivalente respiratoire.....	32
<b>IX. Le mécanisme des échanges gazeux "la diffusion pulmonaire" .....</b>	<b>33</b>
IX. 1 .La diffusion de l'O <sub>2</sub> .....	33
IX. 2 .La diffusion de l'CO <sub>2</sub> .....	34
IX. 3 .La capacité de diffusion pulmonaire .....	34
IX. 4 .Signification de la capacité de diffusion .....	35
IX. 5 .Mesure de la capacité de diffusion pour l'O <sub>2</sub> .....	36
IX. 6 .Valeur de la capacité de diffusion.....	36
IX. 7 .La différence alvéolo-artérielle de l'O <sub>2</sub> .....	36
<b>X. La ventilation alvéolaire.....</b>	<b>38</b>
X. 1.1.L'espace mort physiologique.....	40
X. 1.2.Le gaz alvéolaire .....	41
X. 1.2.1- Le gaz alvéolaire moyen.....	41

# Sommaire

X. 1.2.2- Les variations du gaz alvéolaire	41
X. 2 .La ventilation alvéolaire	43
X. 2.1.Les équations de ventilation alvéolaire	43
X. 3. Le rapport ventilation-perfusion	43
X. 3.1.Influence du rapport( $V_A$ / $Q$ ) sur qualité du gaz alvéolaire	43
<b>Conclusion</b>	<b>44</b>

## Chapitre2 : La Ventilation Artificielle

<b>Introduction</b>	<b>46</b>
<b>I. La ventilation spontanée (VS)</b>	<b>46</b>
I. 1 .La ventilation spontanée à pression positive (VS-PEP ou CPAP)	46
I. 2 .La ventilation spontanée à aide inspiratoire (VS-AI)	46
I. 3 .La ventilation spontanée à aide inspiratoire et à pression (VS-AI-PEP)	47
<b>II. Le volume contrôlé VC</b>	<b>47</b>
<b>III. Le volume assisté contrôlé (VAC)</b>	<b>47</b>
III.1. Le volume assisté contrôlé intermittent (VACI)	49
III.2. Le volume assisté contrôlé intermittent à aide inspiratoire (VACI-AI)	49
<b>IV. Le volume contrôlé à régulation de pression (VCRP)</b>	<b>50</b>
<b>V. La pression contrôlée (PC)</b>	<b>51</b>
<b>VI. La pression assistée contrôlée (PAC)</b>	<b>51</b>
VI.1. La pression assistée contrôlée intermittente (PACI)	51
<b>VII. La ventilation en pression positive biphasique (BIPAP)</b>	<b>51</b>
<b>Conclusion</b>	<b>52</b>

## Chapitre3 : Les respirateurs Artificiels

<b>Introduction</b>	<b>54</b>
<b>I. Les différents organes constituant un respirateur artificiel</b>	<b>54</b>
I. 1 .Présentation générale	54
I. 2 .Le circuit patient et la vanne de fermeture expiratoire	55
I. 2.1. La branche d'insufflation	55
I. 2.2. La branche expiratoire	55
I. 3 .Le générateur de gaz	56
I. 3.1- Générateurs du gaz insufflant mécaniquement de l'air ambiant	56
I. 3.1.1- Le réservoir de gaz	57
I. 3.1.2- Modes d'application de l'énergie sur le réservoir	57
I. 3.1.3- Origine du gaz comprimé	57
I. 3.1.4- Origine du gaz remplissant le réservoir	59
I. 3.2.Générateurs du gaz immédiatement un gaz comprimé	59
I. 3.3.Générateurs mixtes insufflant mécaniquement un gaz déjà comprimé	60
I. 4 .Le système de commande ou maître d'œuvre du respirateur	61
I. 4.1.Les systèmes de commande à fréquence fixe	62
I. 4.2.Les systèmes de commande asservis au volume du soufflet	62
I. 4.3.Les systèmes de commande asservis aux pressions du circuit patient	63
I. 4.4.Les systèmes de commande asservis au débit	63

# Sommaire

---

I. 4.5. Les systèmes de commande contrôlés par plusieurs paramètres .....	64
<b>Conclusion .....</b>	<b>64</b>

## Chapitre 4 : Les Outils De Développement.

<b>Introduction.....</b>	<b>66</b>
<b>I. Présentation des pics.....</b>	<b>66</b>
<b>II. Identification des PICs.....</b>	<b>67</b>
<b>III. Programmation des PICs.....</b>	<b>67</b>
III.1 .Le compilateur MPLAB.....	68
III.2. Le logiciel Winpic800.....	69
<b>IV. Structure d'un programme.....</b>	<b>69</b>
<b>V. Réalisation du programme embarqué.....</b>	<b>70</b>
<b>VI. Logiciel de stimulation : Proteurs ISIS .....</b>	<b>71</b>
<b>Conclusion .....</b>	<b>72</b>

## Chapitre 5 : Implantation matérielle du ventilateur artificiel.

<b>Introduction.....</b>	<b>74</b>
<b>I. Analyse fonctionnelle de l'appareil d'assistance respiratoire .....</b>	<b>74</b>
« Ventilateur de la société DRÄGER » .....	74
<b>II. L'étude pratique .....</b>	<b>75</b>
II. 1 .Mise en situation .....	75
II. 1.1. Eude du circuit de puissance.....	76
II. 2 .Elaboration du système.....	76
II. 3 .Résultats et interprétations.....	77
<b>Conclusion .....</b>	<b>78</b>
<b>Conclusion générale et perspectives.....</b>	<b>79</b>
<b>Bibliographie et références.....</b>	<b>80</b>
<b>Annexe.....</b>	<b>82</b>

# Introduction générale

---

La ventilation artificielle est l'ensemble des techniques permettant d'assister totalement ou partiellement l'activité respiratoire du patient par l'utilisation d'un ventilateur.

Les objectifs principaux de la ventilation artificielle est de : maintenir une hématose adéquate et de réduire la consommation d'oxygène et d'énergie permettant la récupération du patient.

Le bon usage des différents ventilateurs utilisés et les différents modes

Ventilatoire impose la parfaite compréhension de l'anatomie et la physiologie respiratoire et l'excellente connaissance des concepts fondamentaux des indications, des complications et de la démarche ventilatoire.

L'application d'une ventilation artificielle est un acte extrêmement courant qui concerne des centaines de milliers de patients chaque année.

Placer le patient sous ventilation artificielle revient à prendre en charge la fonction respiratoire afin de maintenir des échanges gazeux satisfaisants mais aussi de préserver l'intégrité.

Cependant ; La ventilation pulmonaire reste un phénomène cyclique qui assure la mobilisation des gaz respiratoires.

Elle fait alterner : l'inspiration qui mobilise l'O<sub>2</sub> de l'air ambiant à l'alvéole et l'expiration qui transporte le CO<sub>2</sub> de l'alvéole à l'air ambiant et c'est l'objectif de notre réalisation pratique qui consiste à faire monter et descendre un soufflet à l'aide d'un microcontrôleur et un circuit de commande et de prendre des résultats à chaque étape évolutive.

Finalement ; La bonne interprétation de l'EFR permet de faire un bon diagnostic, et une meilleure classification de sévérité, ainsi que le suivi et la surveillance des pathologies.



## Introduction

L'objectif de ce manuscrit est de proposer un appareil permettant d'assurer la fonction respiratoire. Dans cette optique, nous rappelons dans la première partie de ce chapitre le contexte et les propriétés physiologiques et physiopathologiques du système respiratoire, dont nous nous intéressons aux mécanismes des échanges gazeux.

### I. Présentation sommaire de la fonction respiratoire

La physiologie respiratoire a pour but :

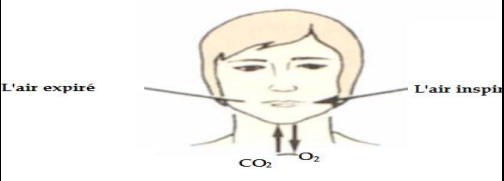
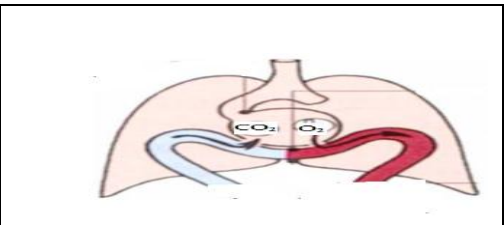
- d'une part d'étudier de façon analytique les échanges gazeux entre l'air ambiant et les tissus de l'organisme
- Et d'autre part d'étudier la régulation de ces échanges qui doivent livrer à l'organisme la quantité d'oxygène nécessaire au métabolisme et éliminer le gaz carbonique produit.

L'efficacité de cette régulation étant appréciée par la relation stabilité des gaz sanguins artériels que présente un organisme tant au repos qu'au cours des différentes circonstances physiologiques.

Schématiquement les échanges gazeux auront lieu selon deux modalités différentes :

- Echanges par diffusion selon un gradient de pression et par conséquent de façon passive : c'est par exemple le cas des échanges entre l'alvéole et le sang du capillaire pulmonaire.
- Echanges forcés par mise en mouvement d'un fluide ; air ou sang ; c'est par exemple le cas des échanges entre l'air ambiant et l'alvéole pulmonaire par mise en jeu de l'appareil ventilatoire.

Ces échanges peuvent être schématisés par la **Fig I.1**.

		<i>Processus physique</i>	<i>Processus fonctionnel</i>
<i>Air ambiant</i>		<b>convection</b>	<b>ventilation</b>
<i>Appareil Ventilatoire</i>		<b>Diffusion</b>	<b>Echanges gazeux</b>




<p><i>Appareil Cardio-vasculaire</i></p>		<p><b>Convection</b></p> <p><b>Diffusion</b></p>	<p>circulation transport de gaz</p> <p>échanges gazeux</p>
<p><i>Liquide Interstitiels</i></p>		<p><b>Diffusion</b></p>	<p>échanges gazeux</p>
<p><i>Cellules</i></p>			<p>Oxydoréductions</p>

Fig. I.1: échanges gazeux pulmonaire

## II. Caractères généraux de la ventilation pulmonaire

Au point de vue mécanique, la ventilation pulmonaire peut être appréciée par les volumes et les débits ventilés à la bouche.

C'est techniquement l'approche la plus simple. Elle permet de connaître quantitativement l'efficacité du moteur ventilatoire par les conséquences de son action. Ces volumes et ces débits sont rendus possibles grâce à des différences de pression créées entre la bouche et les alvéoles d'une part ; les alvéoles et l'espace pleural d'autre part.

### II. 1. Les volumes pulmonaires

#### II. 1.1. Les volumes mobilisables

La méthode spirométrie permet d'observer les variations de volume pulmonaire qui surviennent à chaque mouvement respiratoire : si l'on relie les voies respiratoires d'un sujet au repos avec un spiromètre (Fig I.2), on constate que la cloche de l'appareil présente des mouvements alternatifs de montée et de descente.

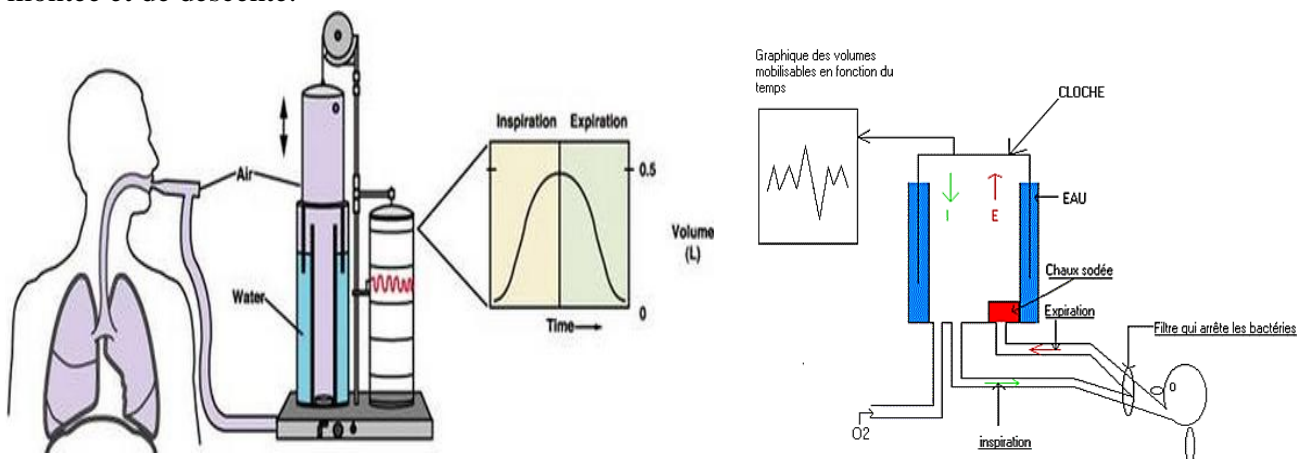


Fig. I.2: spiromètre permettant l'enregistrement des variations de volume pulmonaire.

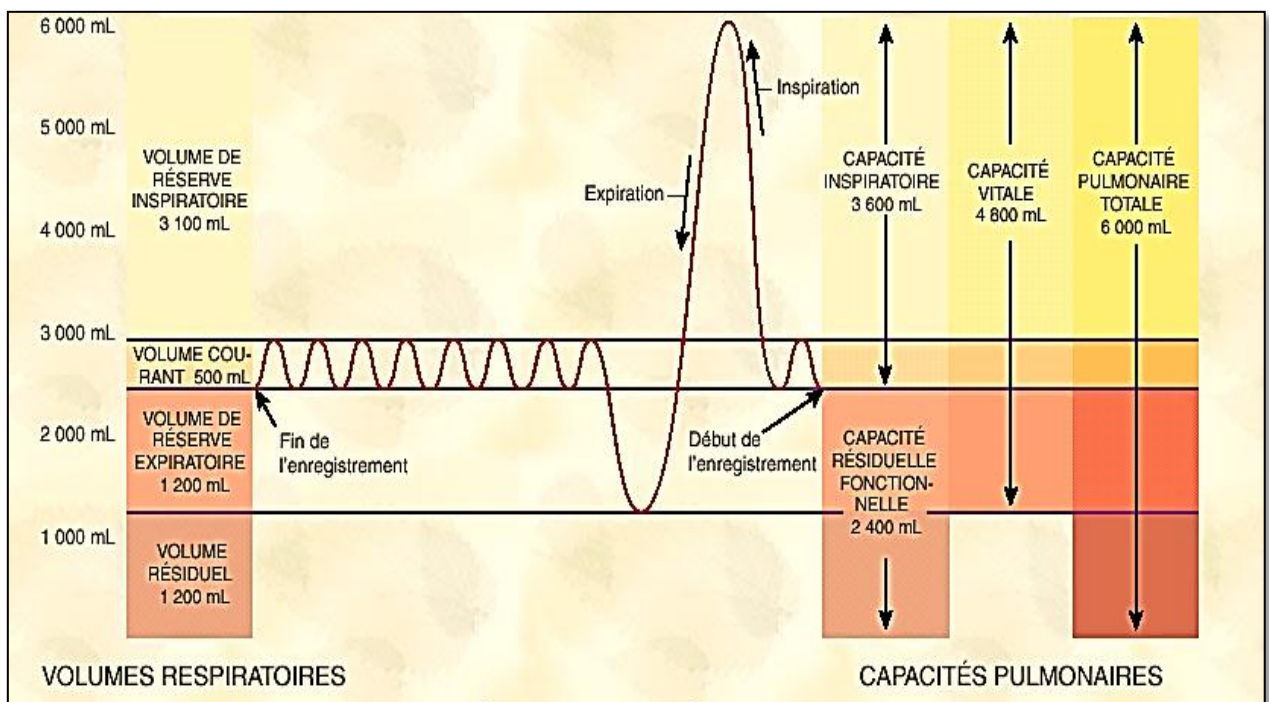
## Chapitre 1 : Les mécaniques ventilatoire et physiopathologique

Le sujet respire dans une cloche remplie d' $O_2$  ; l'expiration s'effectue à travers un bac à chaux sodée afin d'éliminer la  $CO_2$  contenu dans le gaz expiré. Le tracé, ou spirogramme, est ascensionnel parce que la consommation d' $O_2$  tend à faire baisser le niveau moyen de la cloche.

Lorsque le thorax augmente de volume, la cloche s'abaisse et le stylet inscripteur qui en est solidaire s'élève. Une certaine quantité d'air a quitté le spiromètre pour pénétrer dans les poumons ; c'est l'inspiration. Puis le thorax diminue de volume ; la cloche s'élève et le stylet s'abaisse : une certaine quantité d'air est passée des poumons dans le spiromètre ; c'est l'expiration. L'ensemble constitue un cycle ventilatoire. Celui-ci se répète périodiquement et ; si le sujet est au repos dans une ambiance calme, on peut constater que le volume d'air déplacé à chaque cycle est à peu près constant.

Il porte le nom de volume courant (VT). Chez l'adulte de taille moyenne il s'élève à 0,5 l BTPS en moyenne. Mais il est possible d'observer des variations de volume beaucoup plus importantes : si en fin d'inspiration calme on effectue une inspiration forcée maximale. Le volume inspiratoire supplémentaire ainsi mobilisé est le volume de réserve inspiratoire (VRI). De même le volume d'air expulsé des voies respiratoires au cours d'une expiration forcée pratiquée après la fin d'une expiration normale représente le volume de réserve expiratoire (VRE). Ces deux volumes de réserve sont d'importance très variable suivant la taille et l'âge. À eux deux, ils représentent environ 8 fois le volume courant. L'exercice musculaire qui élève considérablement le volume courant diminue les volumes de réserve respiratoire.

Enfin ; il est habituel de constater que le volume de réserve inspiratoire est légèrement supérieur au volume de réserve expiratoire (Fig. I.3).



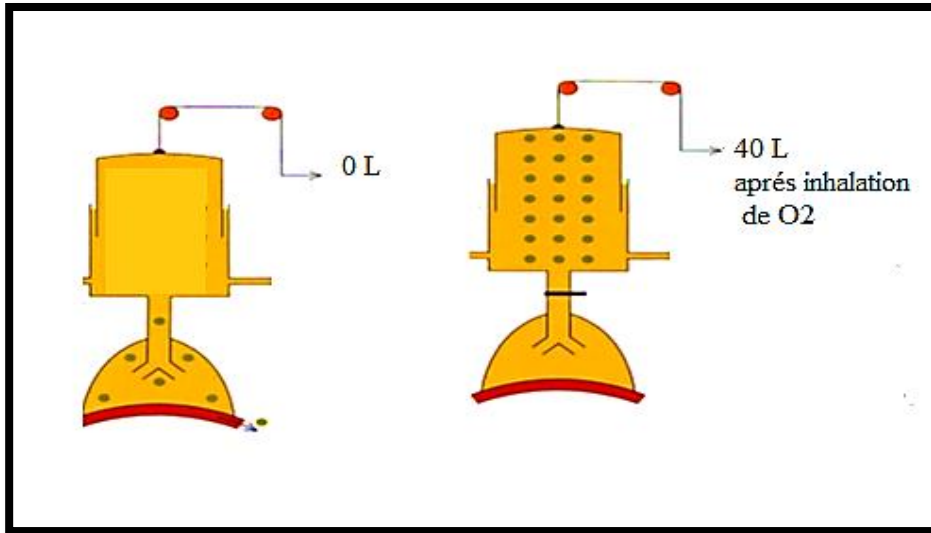
**Fig. I.3 :** schéma représentant les volumes et les capacités pulmonaire

**II. 1.2. Le volume résiduel**

A la fin d'une expiration forcée ; il reste encore un certain volume d'air dans les poumons appelé volume résiduel ( $V_R$ ). Il n'est pas mobilisable comme les précédents volumes et ; en conséquence, pas mesurable par la technique spirométrie.

Pratiquement, il peut être apprécié par une méthode de dilution d'un gaz : il s'agit le plus souvent de l'azote pulmonaire ou d'un gaz étranger : L'hélium

❖ *Méthode de dilution de l'azote*



**Fig. I. 4 :** schéma du dispositif de mesure du volume résiduel en circuit ouvert .au bout de quelques minutes tout l'azote pulmonaire est passé dans le spiromètre.

Cette méthode consiste à mettre le sujet à la fin d'une expiration forcée (les poumons ne contiennent plus alors que le volume résiduel ) en communication avec un circuit contenant de l'oxygène pur .L'expiration se fait dans un spiromètre .L'azote est analysé en continu de sorte que l'on peut connaître ,pour chaque cycle respiratoire ,la fraction de l'azote expirée .Celle-ci décroît progressivement pour s'annuler presque complètement au bout de quelques minutes .Les poumons sont alors débarrassés complètement de l'azote ( $V_{N_2}$ ) qu'ils contiennent .normalement en fin d'expiration forcée .Soit environ 80% du volume résiduel .

$$V_{N_2} = V_R \times 0,80 \quad (1)$$

Ce volume d'azote a été transféré dans le spiromètre :

$$V_{N_2} = V_E \cdot F_{N_2} \quad (2)$$

$V_E$ =volume de gaz recueillie dans le spiromètre et  $F_{N_2}$  la fraction d'azote dans celui-ci .

Ses équations (1) et(2) ou tire le volume résiduel.

$$V_R = V_E \cdot \frac{F_{N_2}}{0.8} \quad (3)$$

❖ Méthode de dilution de l'hélium (Fig I. 5)

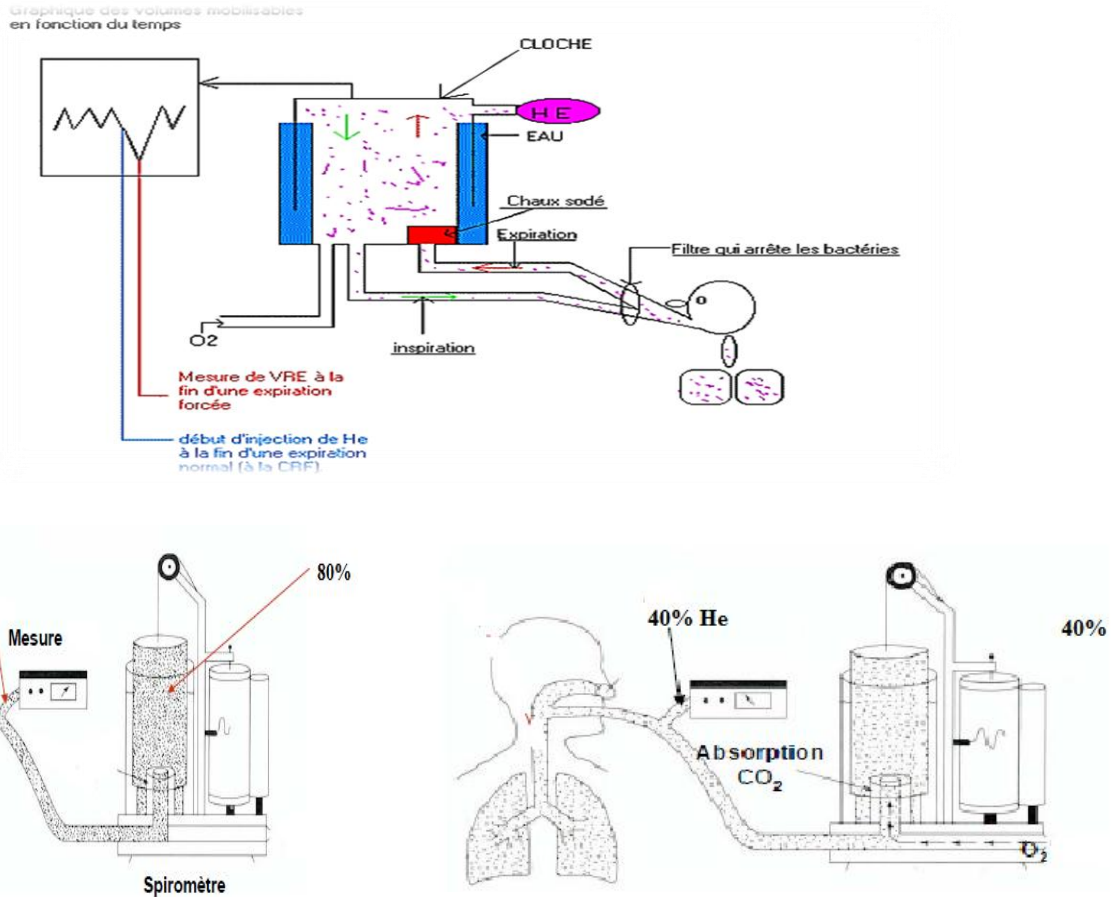


Fig. I.5 : schéma du dispositif de mesure du volume résiduel en circuit fermé.

A l'équilibre ; les molécules d'hélium sont uniformément réparties dans les poumons et le spiromètre. A la fin d'une expiration forcée ; le sujet est connecté avec un spiromètre en circuit fermé dont la cloche contient un mélange gazeux avec de l'hélium de fraction connue. Un analyseur d'hélium branché sur le circuit permet de surveiller en permanence la fraction de ce gaz dans le système. Par le jeu de la ventilation ; la fraction d'hélium croît progressivement dans les poumons et se rapproche de plus en plus de celle du spiromètre pour s'équilibrer finalement avec elle. A l'instant 0 ou a :

$$V_{He} = V \cdot F_{Hei} \quad (1)$$

V est le volume du spiromètre et des canalisations contenant de l'hélium à la fraction initiale  $F_{Hei}$ . Quand l'équilibre est obtenu, l'hélium s'est dilué dans le volume  $V_R + V$ . Sa fraction finale est  $F_{Hef}$ , mais son volume n'a pas changé.

$$V_{He} = (V_R + V) \cdot F_{Hef} \quad (2)$$

$$\Rightarrow V_R = V \cdot \frac{F_{Hei} - F_{Hef}}{F_{Hef}}$$

Le volume résiduel varie normalement entre 1 et 2 litres chez l'adulte.



**II. 2 .Les capacités pulmonaires**

Lorsque l'on veut apprécier la valeur fonctionnelle de la ventilation ;on s'adresse souvent à la détermination des capacités pulmonaires qui correspondent ,par définition ;à la somme de plusieurs volumes (Fig I.3) ; A la fin d'une inspiration forcée ,il est possible d'effectuer un mouvement d'expiration maximale .Celui-ci va permettre d'expulser à l'intérieur la totalité des volumes mobilisables ,c'est-à-dire le volume de réserve inspiratoire puis le volume courant ,puis le volume de réserve expiratoire .Ce volume correspond à la capacité vitale (CV) qui représente donc le volume maximal d'air qu'un sujet peut mobiliser volontairement au cours d'un seul mouvement respiratoire. Simple à déterminer ;la capacité vitale constitue un paramètre important ;toujours recherché au début d'une exploration fonctionnelle respiratoire .Sa capacité inspiratoire (CI) correspond au volume d'air maximal que l'on peut inspirer depuis la position de fin d'expiration normale :c'est donc la somme du volume courant et du volume de réserve inspiratoire .La capacité résiduel fonctionnelle (CRF) est le volume pulmonaire :elle correspond à la somme du volume résiduel et du volume de réserve expiratoire.

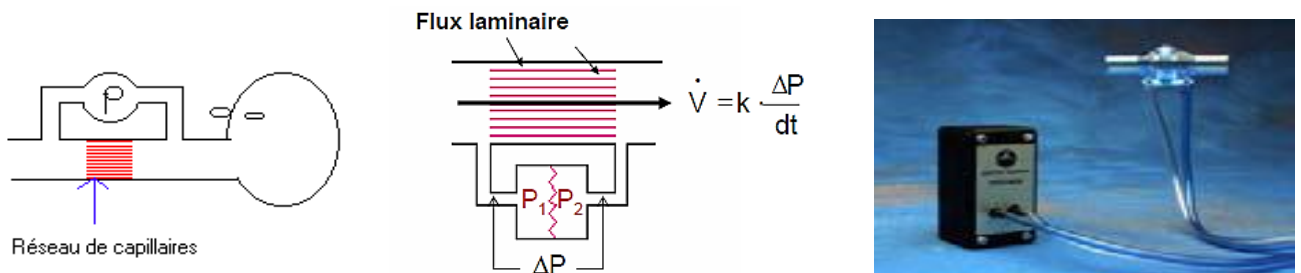
Au point de vue physiologique, elle a une signification importante car elle correspond au volume pulmonaire dans lequel se dilue l'air inspiré ; le renouvellement du gaz contenu dans les alvéoles est d'autant meilleur que ce volume est plus petit. Enfin la capacité pulmonaire totale (CPT) est la somme de la capacité vitale et du volume résiduel.

**II. 3 .les débits ventilatoires**

Deux types de débits sont le plus souvent envisagés en mécanique ventilatoire .Le débit instantané et le débit moyen confondu généralement avec le débit ventilatoire proprement dit.

**II. 3.1. Le débit instantané**

Il s'exprime en litres par seconde et se mesure à l'aide d'un pneumotachographie .Il s'agit d'un tube rigide que l'on place au niveau de la bouche, à travers duquel l'air ventilé circule .Ce tube est conçu de façon telle que l'air ne peut circuler qu'en régime laminaire avec une résistance à l'écoulement constante. (Fig I.6).



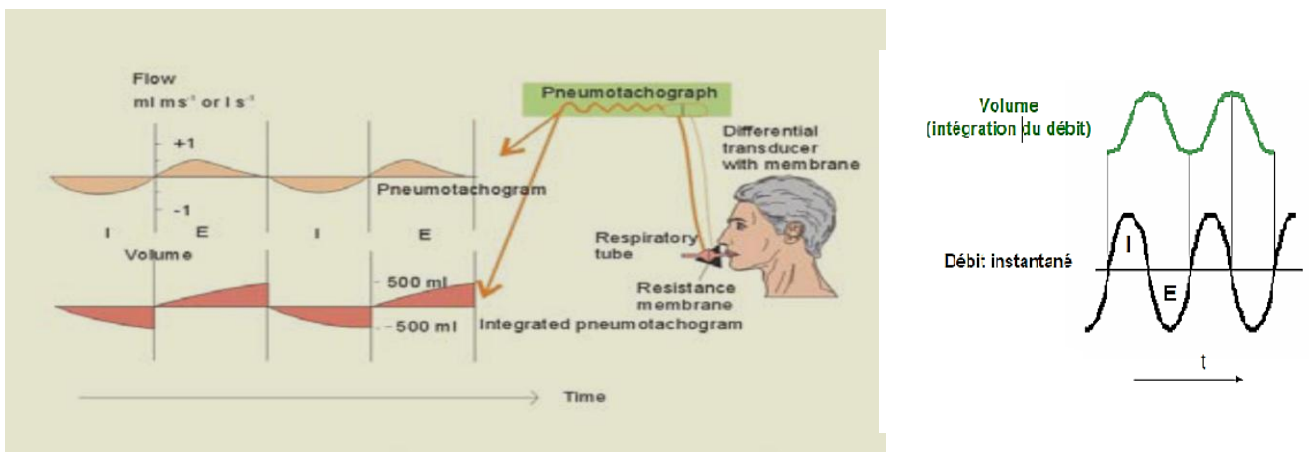
**Fig I.6 :** pneumotachographe (type Fleisch) à droite les tubes parallèles à travers lesquels l'air circule dans le sens des flèches.

$P_1$  et  $p_2$  sont les pressions à l'entrée et à la sortie de l'appareil. Un manomètre différentiel mesure la différence  $p_1 - p_2 = k \cdot v'$

Son principe repose sur la loi de Poiseuille selon laquelle le débit instantané dans un tube est proportionnel à la résistance à l'écoulement du fluide comme celle-ci ne change pas, le débit varie uniquement avec la différence de pression.

$$\dot{V} = K \times \Delta P$$

L'intérieur de l'appareil est constitué d'une grille fine ou d'un système de fins canaux qui assurent un écoulement gazeux laminaire sous résistance faible et constante. Deux canalisations latérales sont reliées à un manomètre différentiel, ce qui permet de contrôler en permanence la différence de pression entre l'entrée et la sortie de l'appareil. Le pneumotachogramme varie périodiquement autour d'une valeur nulle correspondant aux moments de fin d'inspiration ou de fin d'expiration quand le débit est nul. Le débit instantané maximal à l'inspiration s'élève à environ 0.5l/s. Lors de l'expiration il est légèrement plus bas. (Fig I.7)



**Fig. I.7:** pneumotachogramme : (en bas) et la variation de volume (en haut) ces dernières sont obtenues par intégration du tracé de débit instantané.

### II. 3.2 .Le débit ventilatoire moyen

Le volume courant est inspiré puis expiré périodiquement un certain nombre de fois dans l'unité de temps. La durée ou la période d'un cycle ventilatoire complet est d'environ 5 secondes ; ce qui correspond à une fréquence de 12 /mn chez l'homme au repos.

La ventilation pulmonaire peut être caractérisée par un débit moyen  $D_m$  égal au produit du volume courant ( $V_T$ ) par la fréquence ( $f$ ).

$$D_m = V_T \cdot f$$

Chez le sujet au repos ; il est possible d'apprécier les possibilités ventilatoires maximales et deux épreuves sont couramment utilisés en exploration fonctionnelle respiratoire

- Le débit ventilatoire maximal de repos (DVM) pour obtenir ; il faut ventiler le plus énergiquement et le plus rapidement possible. Généralement ; on choisit la combinaison optimale volume courant –



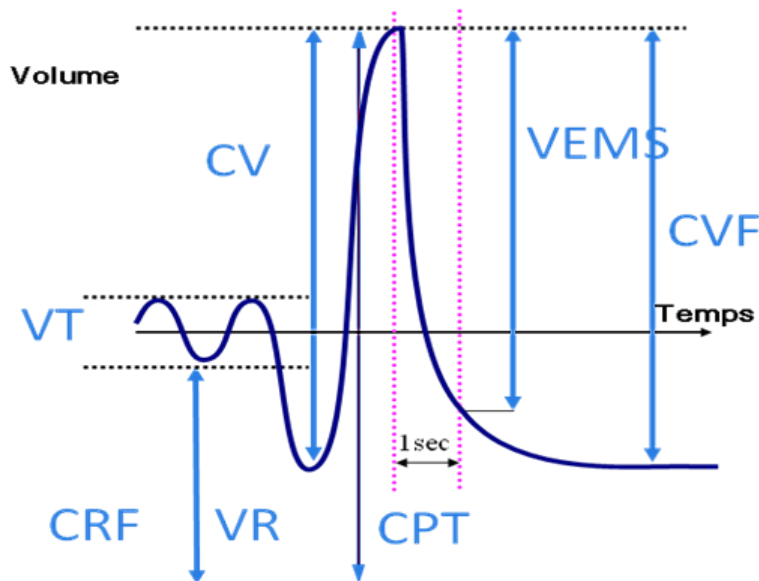
fréquence permettant de réaliser le DVM .Il s'agit d'une épreuve très fatigante qui ne peut être prolongée plus d'une vingtaine de secondes.

Les valeurs obtenues dépendent de certains facteurs (taille -l'âge -sexe) .Elles peuvent atteindre 200 l BTPS /mn.

Les formules ont été définies empiriquement pour un calcul théorique .L'utilisation de ces formules permet, pour un sujet d'âge et de taille donnés, de connaître le DVM qu'il devrait normalement avoir. Toute diminution du DVM au-delà de 25%de valeur théorique peut être considérée comme pathologique.

- Le débit expiratoire maximal (DEM)

Egalement connue sous le terme de (VEMS) volume expiré maximal seconde est plus facile à déterminer. Il faut pour cela, après une inspiration forcée, expirer la (CV) aussi rapidement que possible .Seul est mesuré le volume expulsé au cours de la première seconde (Fig I. 8).



**Fig. I.8:** détermination du débit expiratoire maximal.

Le sujet respire d'abord calmement puis ; sur ordre, prolonge son inspiration jusqu'à la capacité vitale. La vitesse du cylindre est alors augmentée (pour faciliter l'interprétation) et il expiré alors au maximum et le plus vite possible. Le volume expiré en une seconde fournit le DEM.

Le (VEMS) varie avec la taille ; l'âge et le sexe.et s'exprime en l BTPS/S .Des tables permettent de connaître la valeur normale théorique en tenant compte de ces paramètres.

Normalement, chez l'adulte jeune, le rapport DEM/ CV s'élève à environ 80%.Il diminue avec l'âge pour atteindre 70% à 60ans .L'abaissement de ce rapport correspond généralement à une résistance anormal à l'écoulement des gaz dans les voies aériennes par diminution du calibre de ces dernières c'est le cas dans l'asthme, l'emphysème ou la bronchite chronique.

Il existe une relation entre le DEM et le DVM telle que  $DEM \text{ l/s} \times 35 = DVM \text{ l/mn.}$

## II. 4 .Les pressions

Les pressions créées par la contraction des muscles respiratoires sont responsables de la mobilisation du thorax et de la circulation de l'air dans les voies aériennes respiratoires. En fait, les pressions prises isolément n'ont pas une grande signification fonctionnelle. En conformité avec les voies physiques, ce sont les différences de pression qui vont jouer le rôle essentiel. En mécanique ventilatoire ; il existe 4 pressions fondamentales : la pression barométrique  $P_B$ , la pression buccale  $P_{Bb}$ , la pression alvéolaire  $P_A$ , la pression intra thoracique  $P_L$ .

La mesure des pressions s'effectue à l'aide d'un baromètre ou d'un manomètre. Les pressions barométrique et buccale sont mesurées directement.

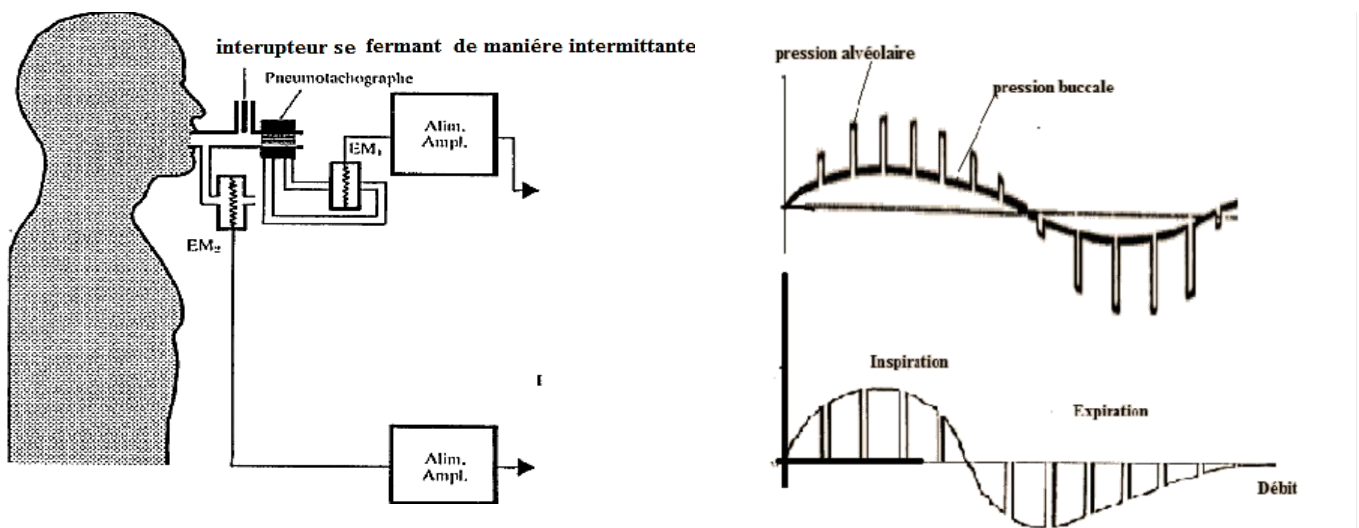
Quand il n'existe pas de débit de gaz ; elles sont équivalentes. Au cours des cycles ventilatoires, la pression buccale varie légèrement, elle diminue à l'inspiration et augmente à l'expiration de quelques mmH<sub>2</sub>O. La pression alvéolaire n'est pas mesurable directement. Elle est donc déterminée à partir de la pression buccale ; généralement par l'une des trois méthodes suivantes.

-En condition statique, c'est-à-dire quand il n'existe pas d'écoulement gazeux, si les voies respiratoires sont normalement ouvertes à l'extérieur (la glotte, rétrécissement de la trachée formée par les cordes vocales, étant ouverte) la pression alvéolaire est en équilibre avec la pression buccale.

-En condition dynamique, on utilise soit l'interruption périodique du débit soit la pléthysmographie.

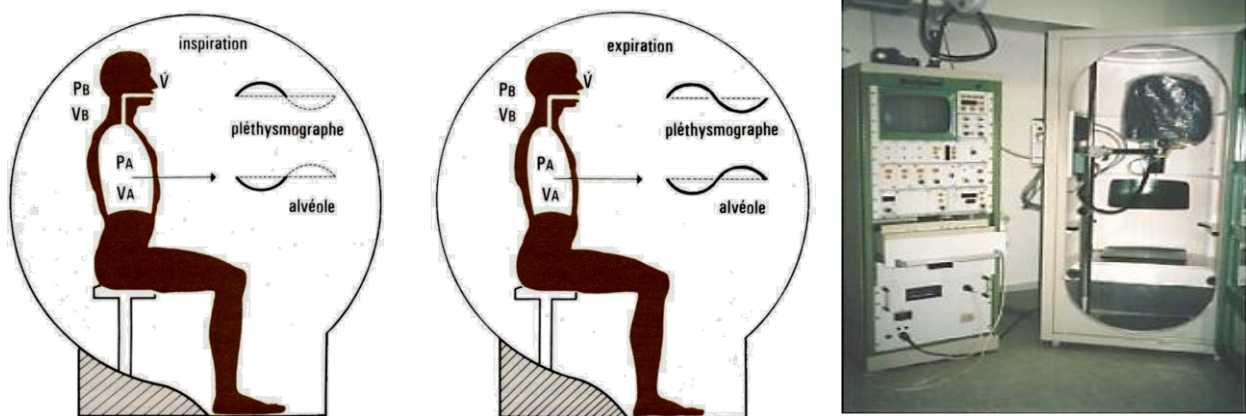
- La méthode d'interruption du débit permet ; en principe, de créer des conditions momentanément statiques de sorte que la pression alvéolaire équilibre celle régnant au niveau de la bouche.

Le débit aérien est interrompu pendant un court instant (10 à 100 ms) à un rythme de 1 à 10 fois par seconde. On obtient un tracé caractéristique (Fig I. 9) qui montre que la pression alvéolaire n'est pas constante et varie avec le débit.



**Fig. I.9 :** tracé obtenu : à chaque interruption du débit gazeux à bouche la pression alvéolaire est supposée s'équilibrer avec la pression buccale.

- La **pléthysmographie** corporelle totale a été décrite pour la première fois par Paul Bert qui a observé que, chez un animal respirant dans une cloche étanche ; il est possible de détecter dans celle-ci des variations de pression corrélées aux mouvements respiratoires. Les variations de pressions à l'inspiration sont provoquées par une relative détente des gaz alvéolaires et une compression relative des gaz dans le pléthysmographie. Celles observées lors de l'expiration s'expliquent inversement par une relation compression des gaz alvéolaires et une détente relative des gaz dans le pléthysmographie. Sur un tracé de pression alvéolaire ( $P_A$ ) et pléthysmographique ( $P_B$ ) (Fig I.10) on observe qu'à l'inspiration, la première diminue tandis que la deuxième augmente et qu'à l'expiration la variation s'inverse la loi des gaz permet d'établir une relation entre d'une part  $P_A$  et  $V_A$  et d'autre  $P_B$  et  $V_B$  du pléthysmographie cette relation permet de calculer  $P_A$ .



*Fig. I.10 : schéma de principe de la pléthysmographie totale.*

Le sujet est enfermé dans une enceinte étanche. Les variations de la pression intra-pléthysmographique ( $P_B$ ) sont simultanées au cycle ventilatoire ; en particulier du débit de gaz à la bouche  $V$  et des variations de la pression alvéolaire  $P_A$ .

En respiration calme, la pression alvéolaire oscille entre  $+1$  et  $-1$  cmH<sub>2</sub>O par rapport à la pression buccale. La variation est proportionnel au débit instantané des gaz dans les voies respiratoires et à la résistance offerte à l'écoulement gazeux. Elle peut atteindre une valeur considérable au cours de l'épreuve d'expiration forcée ; quand le débit dans les voies bronchiques est très élevé (plusieurs dizaines de cm H<sub>2</sub>O). D'autre part ; chez le sujet normal au repos, la pression alvéolaire est identique dans tous les territoires pulmonaires des sommets aux bases. Mais au cours de l'exercice musculaire intense, ou chez le sujet pathologique ; il n'en est plus ainsi : d'un territoire alvéolaire à l'autre, le débit de gaz et les résistances bronchiques qui conditionnent la pression alvéolaire peuvent être très différents. Dans ce cas,  $P_A$  va varier d'un endroit à l'autre au même instant. Il se forme donc un « asynchronisme de pressions alvéolaires ».

Celui-ci peut être très marqué dans certaines affections telles l'asthme et l'emphysème.

La pression intra thoracique est celle qui règne dans le thorax lors des espaces alvéolaires, les bronches et les vaisseaux. Elle est assimilée le plus souvent à la pression inter plurale. Celle-ci peut être l'étude et la conception d'un respirateur artificiel micro-contrôlé

mesurée directement en introduisant un trocart dans l'espace pleural. Un peu d'air ou de liquide est injecté afin de séparer les deux feuilles pleurales, normalement accolées, et de créer ainsi un espace libre. Le trocart est ensuite relié à un manomètre. Cette technique n'est guère applicable à l'homme chez lequel il est classique de mesurer la pression œsophagienne. On mesure cette pression à l'aide d'un ballonnet de latex, d'une longueur d'environ 12 cm et d'un diamètre de 1,5 cm, déglutit jusqu'au tiers inférieur de l'œsophage, modérément gonflé de façon que la paroi de l'œsophage reste flaccide et relie par un cathéter à un manomètre. Il est admis qu'en dehors des phases de contraction des muscles œsophagiens, les variations de pression œsophagienne, synchrones de la ventilation, donnent une estimation précise des variations de pression inter pleurale.

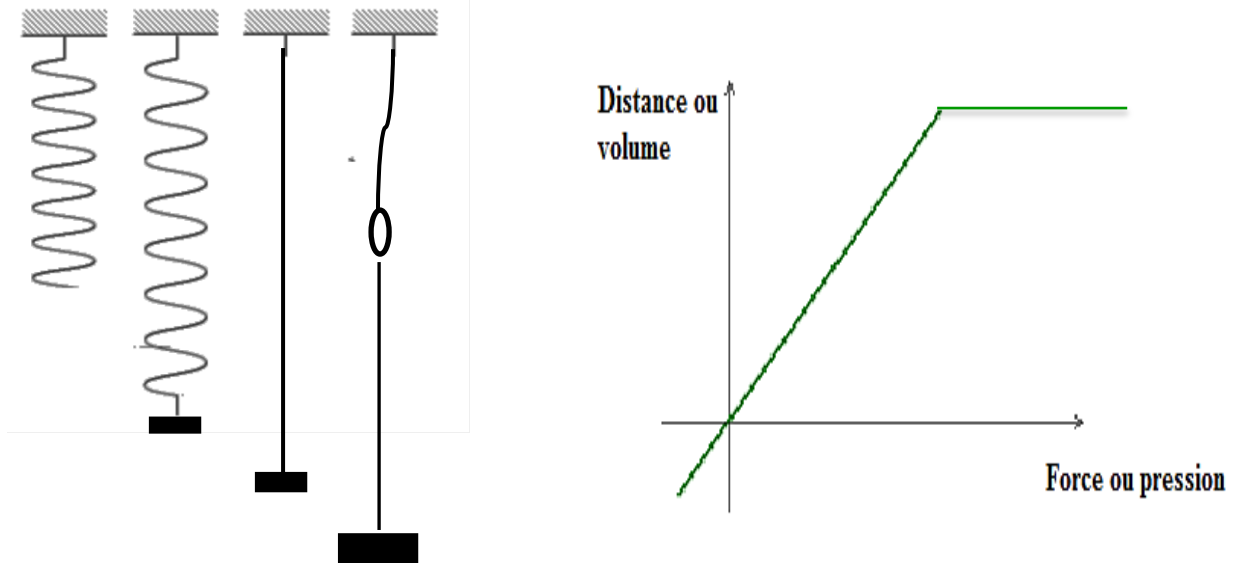
La pression intra thoracique est inférieure à la pression alvéolaire. Par rapport à cette dernière, elle varie par exemple de  $-7\text{cmH}_2\text{O}$  en fin d'expiration à  $-10\text{cmH}_2\text{O}$  en fin d'inspiration d'un volume de 0,6 litres. Elle varie d'une région thoracique à l'autre : Elle augmente de haut en bas d'environ  $0.25\text{ cm H}_2\text{O}$  par cm de distance cette augmentation est due au poids des poumons lesquels peuvent être assimilés à un tissu semi fluide ; elle exerce une influence sur le diamètre des alvéoles pulmonaires. L'ouverture de ceux-ci dépend de la différence de pression entre l'espace pleural et les alvéoles ( $P_L - P_A$ ). Celle-ci étant plus élevée en haut qu'en bas du thorax, les alvéoles situées dans les sommets des poumons sont plus distendues que celles se trouvant dans les bases, ce qui influence la distribution de l'air inspiré dans les poumons.

Ces différents caractères de la ventilation pulmonaire qui viennent d'être analysés permettent de comprendre le processus de mise en jeu.

Pendant l'inspiration, l'action des muscles inspiratoires distend le thorax, la pression intra thoracique diminue. Cette dépression s'exerce à la surface des alvéoles qui augmentent leur volume. La pression totale du gaz alvéolaire se trouve ainsi diminuée, elle devient inférieure à la pression barométrique qui règne alors au niveau de la bouche. La différence de pression ainsi créée entre la bouche et les alvéoles provoque l'entrée de l'air de la zone de haute pression (bouche) vers celle de basse pression (alvéoles). A l'expiration le phénomène inverse se produit. Mais pour pouvoir assurer cette ventilation pulmonaire, les muscles respiratoires doivent lutter contre des forces opposées au déplacement du thorax et des poumons qui sont liées aux propriétés élastiques de ces derniers ainsi qu'à des résistances de frottement au niveau des voies aériennes et des tissus.

### III. L'élasticité du thorax

Un corps parfaitement élastique se déforme dès qu'une force lui est appliquée mais il reprend sa forme primitive dès que celle-ci est supprimée. Si, par exemple, une force est appliquée à un ressort celui-ci s'allonge. Il existe une proportionnalité entre l'allongement du ressort et sa force. Toute fois tant que celle-ci ne dépasse pas une certaine valeur. A la limite d'élasticité, le ressort se ..... Dans certaines limites, le rapport allongement-force est donc constant. Ce rapport exprime l'extensibilité du ressort l'inverse de ce rapport (force /allongement) exprime son élastance. (Fig I.11).



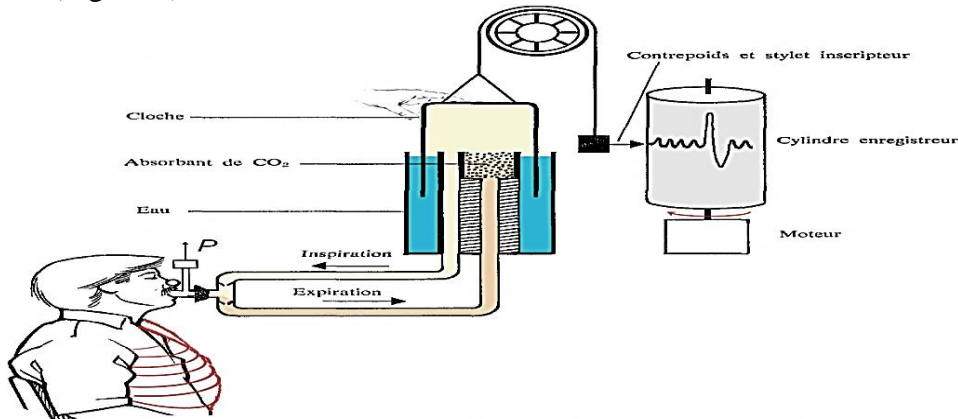
**Fig. I.11 :** relation force /allongement ou pression –volume dans un système élastique.

L’allongement ou l’augmentation de volume d’un système élastique varie proportionnellement à l’augmentation de la force ou de la pression appliquée au système.

La cage thoracique et les poumons ont une structure que leur confère une certaine élasticité .En effet, si l’on gonfle un poumon isolé avec de l’air, ce qui est facile avec une pression faible car il est très distensible, il revient immédiat à la position de repos des que la pression cesse d’être appliquée. De même, si l’on insuffle de l’air sous une certaine pression dans la trachée d’un animal paralysé par du curare, de façon à supprimer toute intervention possible des muscles respiratoires le thorax se distend mais revient immédiatement à son volume Primitif quand la pression cesse d’être appliquée

Dans les conditions normales, le volume du thorax est d’autant plus grande que la force exercée par les muscles respiratoires en fin d’inspiration est plus forte .Cependant, la relation force –longueur ou mieux pression –volume n’est pas proportionnelle car le thorax ne se comporte pas comme un corps élastique parfait.

Pour étudier élastique du thorax, le procédé suivant peut être utilisé : La bouche d’un sujet (ses marines étant obturées) peut être relie par l’intermédiaire d’un robinet à 3 voies soit un spiromètre soit à un manomètre.(Fig I. 12) .



**Fig. I.12 :** schéma du dispositif utilisé pour la mesure de la relation pression –volume, permettant de déterminer les propriétés élastiques du thorax.



Quand les muscles respiratoires sont complètement relâchés en fin d'expiration calme et que la glotte est ouverte, ce qui permet une libre communication de l'air entre le milieu ambiant et les alvéoles, le thorax contient un volume de gaz correspondant la CRF. Si on relie, alors le sujet au manomètre, la pression buccale est nulle : La pression alvéolaire est égale à la pression barométrique (point CRF Fig I. 13). La CRF est également appelée pour cela volume de relaxation, elle varie suivant les sujets mais se situe normalement entre 30 et 40 % de la CV. Il est également possible de contrôler, par la même procédé, la pression correspond à différents volumes pulmonaires depuis 0% de la capacité vitale jusqu'à 100% de celle-ci (Fig I. 13).

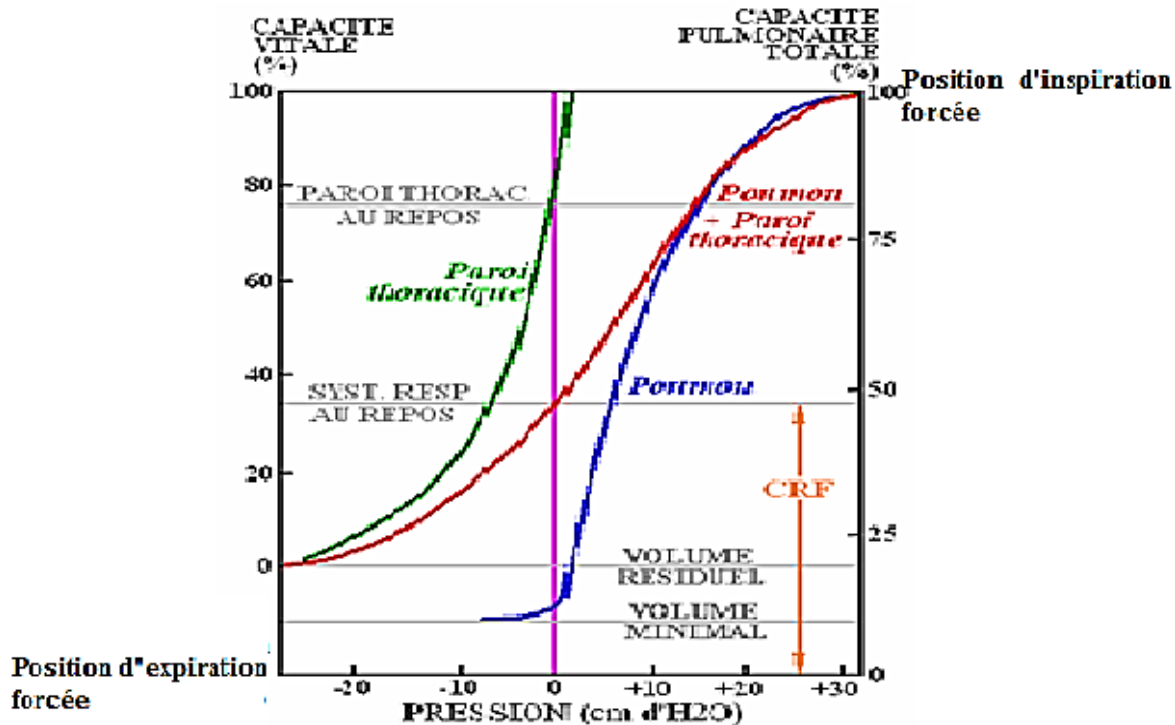


Fig. I.13 : La relation pression-volume, courbe de relaxation thoracique totale.

A chaque volume pulmonaire (exprimé en % de capacité vitale), le sujet connecté à un manomètre relâche complètement ses muscles respiratoires. Pour un volume inférieur ou supérieur à la CRF, la pression de relaxation tend à ramener le volume de relaxation tend à ramener le volume pulmonaire à la CRF ou volume de relaxation. Elle est négative pour un volume inférieur à la CRF et positive pour un volume supérieur. La pente de la courbe (le volume étant exprimée en ml et non plus en % de la CV) exprime la compléance thoracique totale.

Comme donc dans l'exemple du ressort, le rapport de la variation de volume à la variation de pression exprime la distensibilité ou la souplesse à la déformation du thorax

On l'appelle la compléance du thorax :

$$C = \frac{dv}{dp}$$

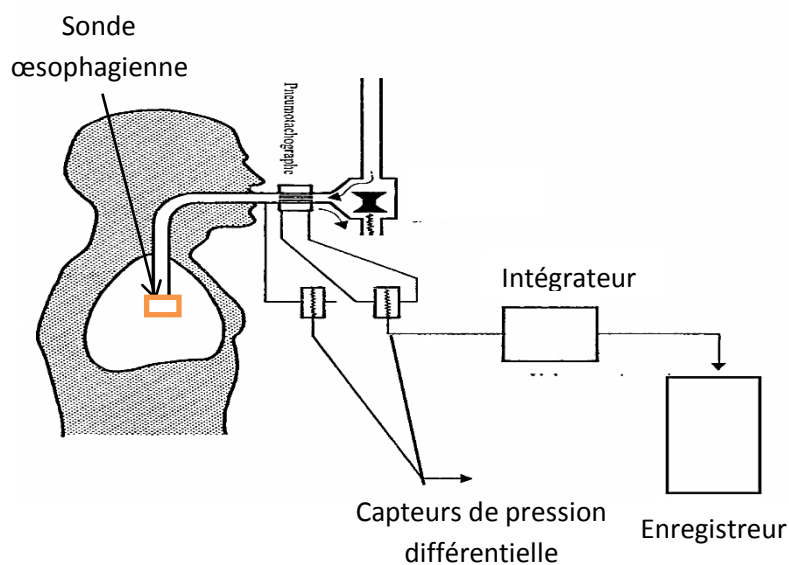
Dans la zone moyenne de la CV, (CRF + V<sub>T</sub>) la courbe est rectiligne et la compléance correspond à sa pente ; sa valeur est d'environ 100 ml/cmH<sub>2</sub>O chez l'homme adulte normal.

Elle est liée aux caractéristiques biométriques comme le sont les valeurs des volumes ou capacités pulmonaires. La compliance spécifique représente la fraction du volume de référence ( $C_v$  ou CRF) qui varie sans l'influence d'une variation unitaire de la pression d'origine élastique :

$$C_{spe} = \frac{C}{V_{ref}}$$

### III. 1. Élasticité du poumon

En fin d'expiration calme, le débit d'air devient momentanément nul et, si la glotte est ouverte, maintenant une large communication entre les alvéoles et l'air ambiant, la pression intra-alvéolaire ( $P_A$ ) est en équilibre avec la pression barométrique ( $P_B$ ). Comme les poumons contiennent encore un certain volume d'air (CRF), c'est que la pression existant de l'autre côté, c'est-à-dire la pression interpleurale est inférieure à la pression intra-pulmonaire. Les poumons sont maintenus solidaires de la paroi thoracique par la cohésion entre les deux feuilles pleurales viscérale et pariétale et ceci crée dans l'espace pleural une pression intra-atmosphérique. Il en résulte que plus la différence de pression entre l'alvéole et l'espace pleural, ou dépression intra-pleurale, est l'autant plus élevée que les poumons sont gonflés. En reprenant la même technique que ci-dessus à propos du thorax il est possible de déterminer pour différents volumes pulmonaires quelle est la différence de pression oesophago-buccale. (Fig I.14)

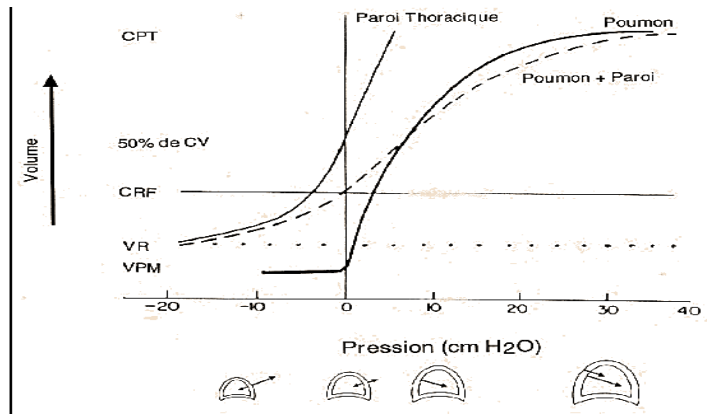


**Fig. I.14 :** schéma du dispositif permettant la détermination des propriétés élastiques du poumon.

On obtient une courbe (Fig I.15) qui exprime, pour le poumon la relation volume –pression. Celle-ci a un aspect global sigmoïde mais peut être assimilée à une droite dans la zone de ventilation de repos.

La compliance représentée par la pente de celle-ci est alors d'environ 200 ml/cmH<sub>2</sub>O et son inverse, l'élastance, de 0,005 cmH<sub>2</sub>O /ml. La pente de la courbe diminue de haut en bas. Le volume de relaxation pour les poumons est nettement au-dessous du volume résiduel, à ce dernier volume il existe encore une légère pression élastique.





**Fig. I.15 :** schéma montrant l'action des systèmes élastiques pulmonaires et thoraciques pour différents volumes pulmonaires de 0 à 100% de la CV.

- Après un pneumothorax le poumon occupe un volume minimal, les deux ressorts sont relâchés. La cohérence poumon thorax est supprimée.
- En expiration forcée (volume résiduel) les forces élastiques sont opposées. La force élastique thoracique est plus importante. La résultante tend à agrandir le thorax. La pression totale est négative.
- Au volume de relaxation, les forces s'équilibrent.
- Au volume de relaxation de la paroi thoracique, seule agit la pression d'origine pulmonaire qui tend à diminuer le volume thoracique.
- Au-dessus de ce volume les deux forces agissent dans le même sens.

### III. 1.1. Origine des propriétés élastiques pulmonaires

Les propriétés élastiques pulmonaires ont une double origine, le tissu pulmonaire lui-même et l'interface gaz alvéolaire –tissu pulmonaire. Le tissu pulmonaire contient en effet des fibres élastiques. La destruction de celle-ci par l'élastase diminue considérablement l'élasticité. La présence de fibres collagènes interviendrait par ailleurs aux volumes élevés pour limiter l'expansion pulmonaire, ce qui explique l'aspect sigmoïde de la courbe. Selon Setmibar, le poumon se comporterait comme un ballon de caoutchouc qui pourrait être gonflé à l'intérieur d'un pilet peu distensible.

La tension superficielle du liquide qui tapisse les alvéoles intervient également : si des poumons, fraîchement prélevés sur un animal, sont avec pressions gazeuses de plus en plus élevées, il est possible, pour chaque pression, de contrôler le volume pulmonaire correspondant et d'établir ainsi la relation volume -pression des poumons gonflés à l'air (Fig. I. 16). Il est également possible de gonfler avec de l'eau et de définir la relation volume –pression pour les poumons gonflés d'eau. La comparaison des deux courbes obtenues permet de constater que la pression nécessaire dans le second cas pour gonfler les poumons à un volume donné est nettement moins importante que dans le premier cas. La compliance  $\Delta V/\Delta P$  est plus élevée pour le poumon gonflé d'eau qui est donc plus facile à distendre. Cette différence de réaction du poumon gonflé d'air ou d'eau s'explique par l'existence

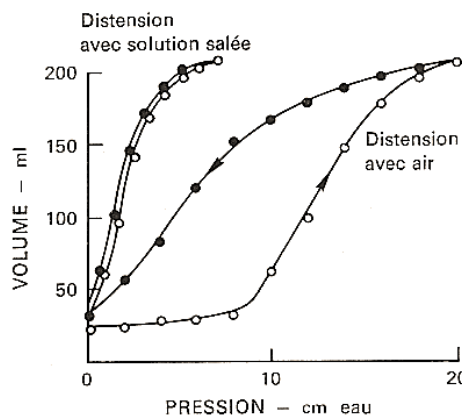
d'une tension superficielle à l'interface entre le gaz alvéolaire et le film liquidien qui recouvre la paroi alvéolaire ou surfactant alvéolaire. Chaque alvéole a tendance à se rétracter. Quand on insuffle de l'air, la courbe observée mesure l'élasticité liée au tissu élastique plus celle liée à la tension superficielle de l'interface. Quand on insuffle les poumons avec de l'eau, l'interface est supprimée, la tension superficielle aussi. Le gonflement devient plus facile car les poumons sont devenus plus distensibles.

La pression transmurale d'une bulle de gaz dans un liquide, c'est-à-dire, la différence entre l'intérieur et l'extérieur de la bulle est donnée par la formule :

$$\Delta P = \frac{2T}{r}$$

T : est la tension superficielle à l'interface liquide-gaz et r le rayon de la bulle. La tension superficielle est 70 dynes/cm pour l'interface eau-gaz, elle n'est que 40 dynes/cm pour l'interface surfactant gaz alvéolaire. Par exemple, pour un alvéole sphérique de 280  $\mu$  diamètre, la pression transmurale qui tend à rétracter l'alvéole est d'environ 5,7 cm H<sub>2</sub>O. Cet exemple illustre bien le rôle du surfactant dans les propriétés élastiques pulmonaires.

Tous les alvéoles pulmonaires n'ont pas le même rayon. Certains sont distendus, d'autres peu. Par conséquent, pour une même tension superficielle, la pression augmenterait dans les petits alvéoles. Pour une diminution du rayon de 280  $\mu$  à 220  $\mu$  la pression passerait de 5,7 à 7,3 cm H<sub>2</sub>O, les petits alvéoles auraient tendance à se vider dans les grands, mais il n'en est rien car la tension superficielle du surfactant alvéolaire est variable. Elle est d'autant plus basse que le diamètre de l'alvéole est plus petit. Ce phénomène permet de maintenir stable la pression, il est en rapport avec ce changement d'épaisseur du film liquidien.



**Fig. I.16 :** Relation pression- volume pour un poumon isolé selon qu'il est gonflé avec de l'air ou avec de l'eau.

### III. 2 .L'élasticité de la paroi thoracique

La paroi thoracique constitue un système élastique différent de celui des poumons puisque le volume du thorax augmente alors que les poumons se rétractent lors du pneumothorax. Sur la figure I.15, on peut remarquer d'autre part, qu'au volume de relaxation, en fin d'expiration calme la pression

alvéolaire est nulle, ce qui signifie que la force élastique pulmonaire équilibre exactement la force élastique pariétale thoracique qui lui est opposée. Il est possible également de déterminer graphiquement la relation volume-pression pour la paroi thoracique ; en soustrayant pour chaque volume les valeurs de pression pulmonaire des valeurs de pression thoracique, ce qui donne la courbe W de relaxation pariétale thoracique. On peut remarquer que le volume de relaxation est plus grand puisqu'il se situe à 60-70 % de la CV.

La pression de relaxation lue à la bouche est alors due uniquement à l'élasticité pulmonaire. Au-dessus de ce volume, les forces élastiques et thoraciques et pulmonaires sont de même sens. Entre 70 et 100% de la CV, toute augmentation de volume nécessite une force supplémentaire non seulement pour vaincre l'élasticité pulmonaire, mais aussi l'élasticité pariétale thoracique. Au-dessous du volume de relaxation, les forces élastiques sont de sens contraire.

Les propriétés élastiques de la paroi thoracique dépendent de celles des divers éléments qui la composent : tendons, ligaments, muscles. Normalement la compliance pariétale pulmonaire est d'environ 200 ml/cm H<sub>2</sub>O quand le volume de relaxation est à environ 40% de la capacité vitale. Son inverse, l'élastance, s'élève donc à 0.005 cm H<sub>2</sub>O/ml.

En définitive, la compliance totale thoracique est inférieure à la compliance pulmonaire et à la compliance pariétale.

Cela s'explique par la disposition particulière des poumons et de la paroi. Il existe une relation simple entre ces trois compliances. Sur la figure I.15, il apparaît que pour une variation de volume  $\Delta V$ , une variation de pression totale ( $\Delta P_{th}$ ) est nécessaire, somme des variations de pressions pulmonaire ( $\Delta P_L$ ) et pariétale ( $\Delta P_W$ ).

$$\Delta P_{th} = \Delta P_L + \Delta P_W$$

D'où

$$\frac{\Delta P_{th}}{\Delta L} = \frac{\Delta P_L}{\Delta L} + \frac{\Delta P_W}{\Delta L}$$

Ou élastance totale = élastance pulmonaire + élastance pariétale.

En ce qui concerne les compliances, la relation est suivante :

$$\frac{1}{C_{th}} = \frac{1}{C_L} + \frac{1}{C_W}$$

#### IV. Les résistances opposées à l'écoulement de l'air

Si en fin d'inspiration et fin d'expiration, le débit d'air est momentanément nul, seules les forces élastiques du poumon et de la paroi thoracique sont en jeu. Lors des mouvements respiratoires, des résistances que les forces d'origine musculaire devient vaincre apparaissent, ce sont :

- La résistance des voies aériennes au débit de l'air. Celui-ci doit circuler à travers une multitude de conduits respiratoires avant de parvenir à l'alvéole. Il existe donc des frottements de molécules gazeuses les uns contre les autres et sur les parois des conduits.

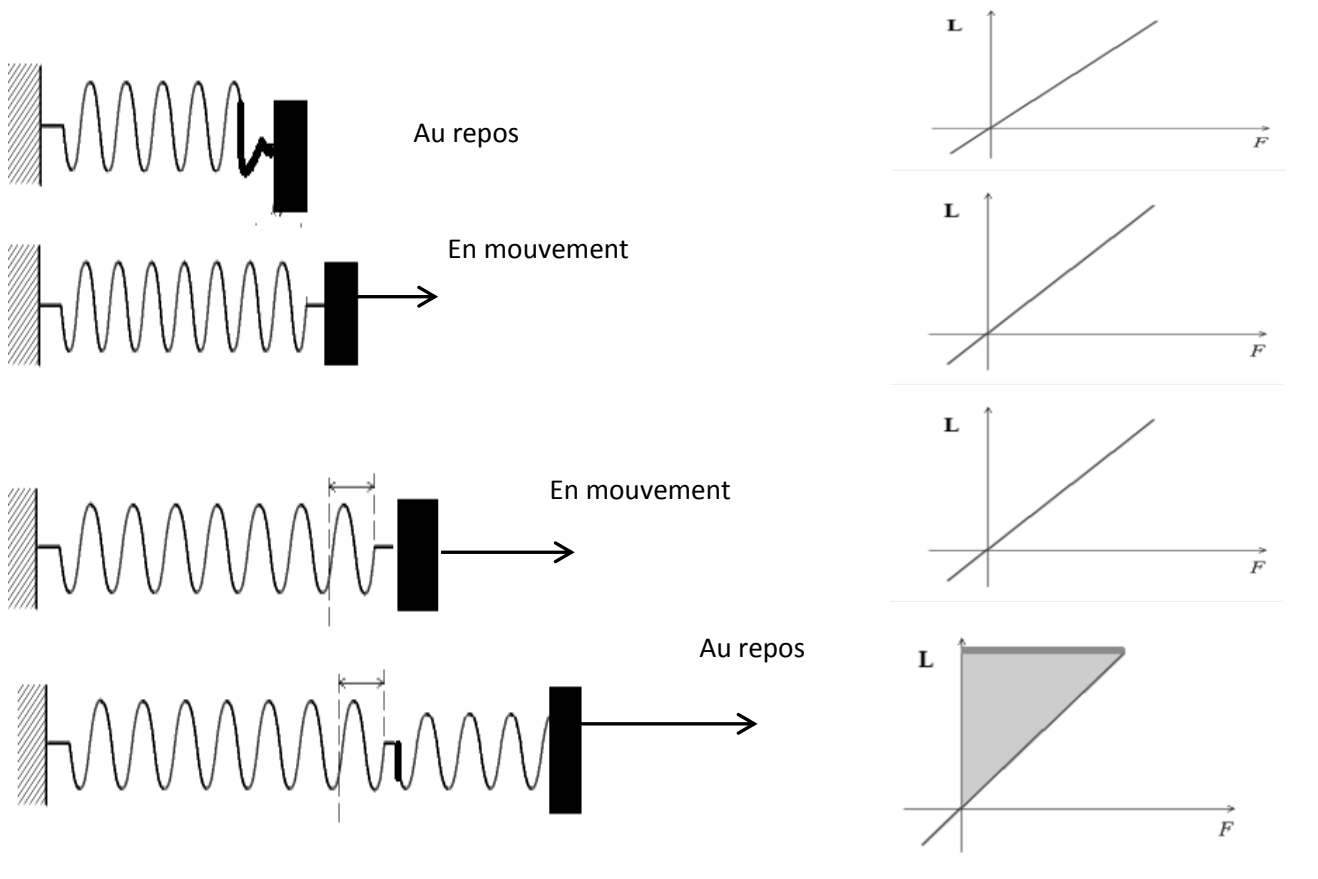
- La résistance visqueuse tissulaire, due aux frottements réciproques des tissus de l'ensemble thoraco-pulmonaire
- L'inertie des poumons, du thorax et de l'air mobilisé. Cependant, celle-ci est généralement considérée comme négligeable par rapport aux précédentes.

Si, en ventilation de repos la majeure partie du travail des muscles respiratoires est destinée à vaincre les forces élastiques, une partie cependant sert à vaincre ces résistances (environ 1/3).

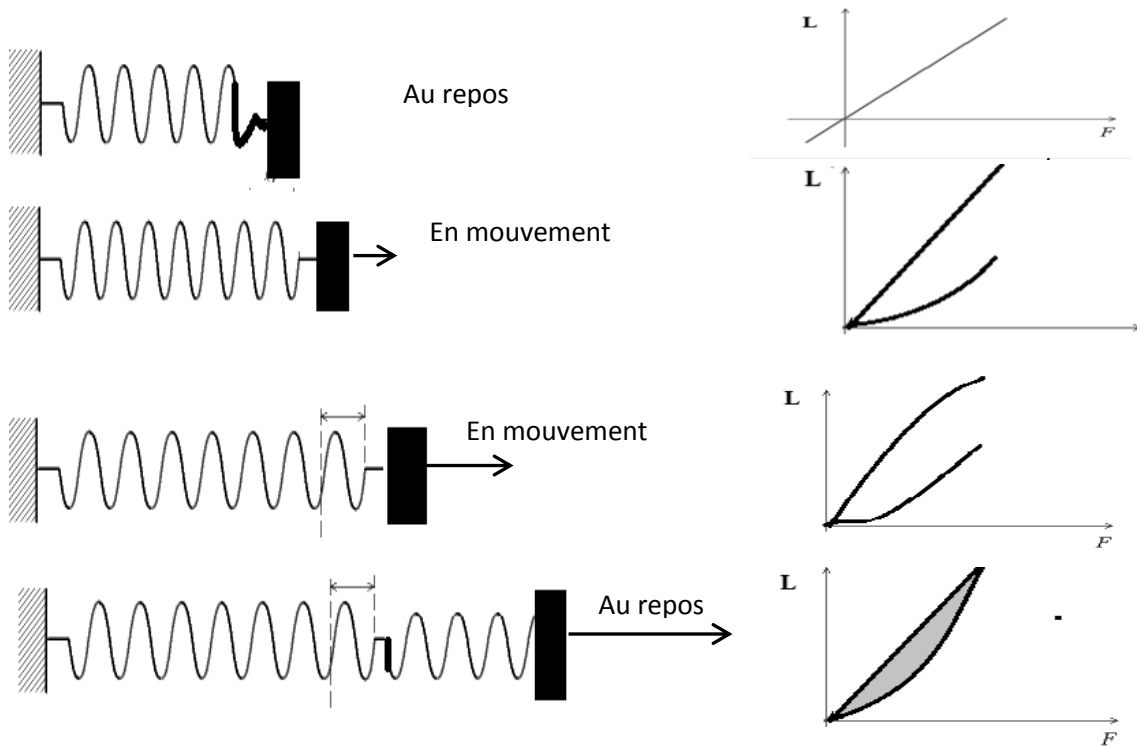
Le rôle de ces dernières devient plus important lors de l'exercice musculaire et dans certaines conditions pathologiques.

La variation de longueur d'un corps élastique soumis à une force d'étirement diffère sensiblement selon qu'il existe, ou non, des résistances de frottement. Considérons, en effet, un ressort élastique. Une extrémité est attachée à un point fixe, l'autre solidaire d'un bloc mobile sur lequel s'applique une force (Fig. I. 17).

#### *Avec frottement*



*Sans frottement*

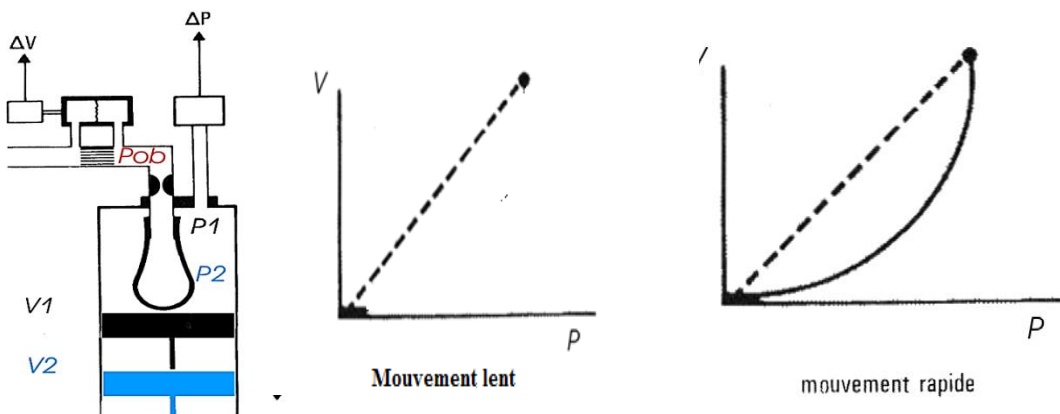


**Fig. I.17 :** Relation force –longueur lors du déplacement d’un ressort avec ou sans frottement.

Si le bloc est posé sur une surface lisse, les frottements sont pratiquement nuls. La force d’allongement n’a que la force élastique à vaincre. La variation de longueur, dans les limites d’élasticité du ressort, est proportionnelle à la force d’allongement.

Si le bloc est posé sur une surface rugueuse ; des frottements apparaissent lors du déplacement imposé par la force de traction. Au cours de son allongement le ressort doit être soumis à une force supplémentaire afin de vaincre celle liée au frottement. Si la vitesse s’accroît, cette force nécessaire augmente, si la vitesse devient nulle, elle disparaît.

considérons maintenant un modèle mécanique simple, assimilable à un appareil ventilatoire. Il comprend un ballon élastique enfermé dans une enceinte. A la partie inférieure est disposé un piston dont le déplacement fait varier la pression de l’enceinte. (Fig I.18)



**Fig. I.18 :** modèle mécanique assimilable à un appareil ventilatoire.

Cet appareil ventilatoire comprenant un ballon (poumon) enfermé dans une enceinte (thorax) .

Le déplacement d'un piston simule l'action des muscles respiratoires et fait varier la pression dans l'enceinte (ou intra -thoracique).

Quand le ballon se distend, sous l'action d'un déplacement extrêmement lent du piston vers le bas, la variation de pression mesurée traduit l'importance des forces élastiques du ballon distendu. L'air pénètre dans le ballon à une vitesse tellement réduite que le débit aérien est presque nul, dans ce cas la relation  $\Delta V - \Delta P$  est linéaire.

En revanche, si le mouvement du piston est effectué rapidement le débit aérien dans la canalisation reliant l'air ambiant au ballon est élevé et les frottements des molécules gazeuses entre elles et contre les parois sont importants. Les forces de frottements ainsi provoquées par le jeu du piston imposent de créer une variation de pression plus grande dans l'enceinte pour obtenir le même volume. La relation  $\Delta V + \Delta P$  devient une courbe. Quand le débit s'annule, la force de frottement disparaît, la pression à l'extérieur du ballon n'a plus pour but que de s'opposer à la pression élastique.

#### ***IV. 1. La mesure des résistances respiratoires***

Les résistances ne peuvent pas être mesurées directement. Elles sont donc déterminées indirectement par une équation semblable de la loi d'ohm pour les résistances électriques.

$$\text{Différence de potentiel} = \text{résistance} \times \text{intensité}$$

S'appliquée à la ventilation pulmonaire, la différence de potentiel correspond à la différence de pression entre les deux extrémités d'une structure et l'intensité au débit ventilatoire instantané.

Des différents types de résistances ventilatoire sont donnés par les relations suivantes :

##### ***❖ Résistance pulmonaire totale.***

$$R = \frac{\text{Pression intrapleurale} - \text{pression buccale}}{\text{Débit}}$$

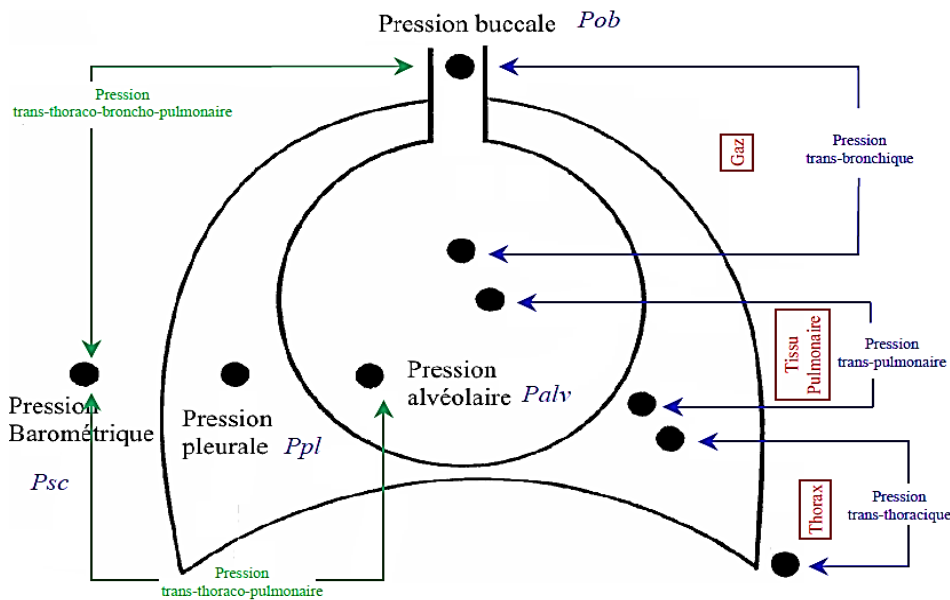
##### ***Résistance à l'écoulement dans les voies aériennes.***

$$R = \frac{\text{Pression alvéolaire} - \text{pression buccale}}{\text{Débit}}$$

##### **Résistance visqueuse tissulaire pulmonaire**

$$R = \frac{\text{Pression intrapleurale} - \text{pression alvéolaire}}{\text{Débit}}$$

La figure I.19 représente les différences de pression à envisager en fonction de la résistance à déterminer et indiquer les symboles utilisés.



**Fig. I.19 :** pressions et différence de pression à considérer dans le fonctionnement du système mécanique ventilatoire.

$P_A$ =pression alvéolaire

$P_L$ =pression intra thoracique

$P_B$ =pression barométrique péri thoracique.

$P_{Bb}$ =pression barométrique buccale.

$P_A - P_{Bb}$ =différence de pression alvéolo-buccale en rapport avec les résistances des voies aériennes.

$P_L - P_A$ =différence de pression transpulmonaire en rapport avec la résistance visqueuse pulmonaire.

$P_B - P_L$ = différence de pression transthoracique en rapport avec la résistance visqueuse thoracique.

$P_L - P_{Bb}$ =différence de pression oesophago-buccale ou transpulmonaire totale en relations avec la résistance pulmonaire totale.

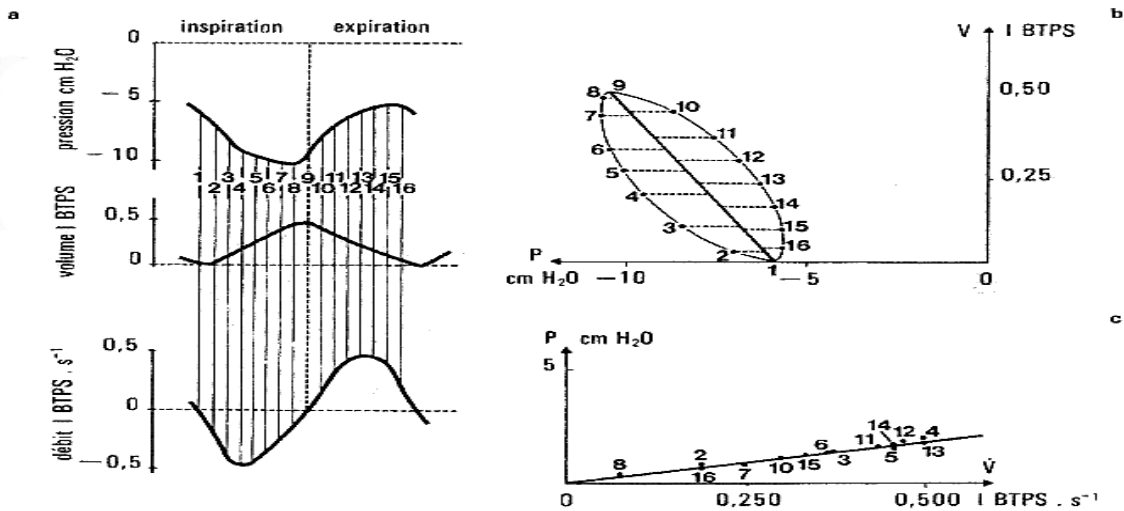
#### **IV. 2. La mesure des résistances pulmonaires totales**

Elle nécessite de connaître le gradient oesophago-buccale, ou pression transpulmonaire totale et le débit instantané. Pour pouvoir apprécier les résistances dynamiques, elles provoquées par l'écoulement de l'air dans les voies aériennes et les frottements des tissus lors des cycles ventilatoire, la mesure du volume pulmonaire est également nécessaire.

Le débit ventilatoire et le volume pulmonaire peuvent être obtenue à l'aide d'une pneumotachographie.



La pression oesophage\_buccale est contrôlée par un manomètre différentiel relié d'une part, à une sonde œsophagienne et, d'autre part à la bouche. Sur le tracé obtenu (Fig I. 20), on considère d'abord les points à débit nul en fin d'inspiration et d'expiration. Ils correspondent à des valeurs de volume et de pression qui sont portées sur un diagramme volume pression. En joignant les deux points de flux nul, on obtient une droite dont la pente correspond à la compliance dynamique pulmonaire. Elle exprime en fait, les propriétés élastiques pulmonaires puisqu'aux moments choisis il n'existe aucune force de frottement.



**Fig. I.20 :** enregistrement simultané de la pression œsophagienne, du débit ventilatoire instantané et du volume pulmonaire au cours d'un cycle permettant de tracer la courbe pression -volume.

Si l'on porte également sur le même diagramme, les valeurs de volumes et pressions correspondant au temps  $t_1, t_2, t_3, \dots$  du cycle ventilatoire, le tracé obtenu, en joignant les différents points, à la forme d'une boucle. Il montre bien que, du fait des résistances dynamiques, une pression supplémentaire doit s'exercer pour obtenir un volume donné à l'inspiration comme à l'expiration. Si l'on trace depuis chaque point une ligne horizontale jusqu'à l'axe reliant les points de débit nul, la distance entre chaque point et l'axe exprime, en  $\text{CmH}_2\text{O}$ , la variation de pression non élastique. A chaque de ces valeurs obtenus correspond un débit. Finalement, le report des valeurs pression dynamique débit correspondantes sur un diagramme pression -débit permet de tracer une courbe dont la pente  $\frac{\Delta P}{\Delta \dot{V}}$  fournit la résistance dynamique pulmonaire.

#### IV. 3. La mesure séparée de la résistance des voies aériennes et des tissus

Pour connaître la résistance à l'écoulement de l'air dans les voies aériennes, il faut déterminer au cours du cycle ventilatoire le débit instantané (à l'aide d'une pneumotachographe) et la différence de pression alvéolo-buccale (avec le pléthysmographe corporel). La pléthysmographie permet aussi d'apprécier la résistance tissulaire. Il faut pour cela coupler la détermination précédente avec celle de la résistance pulmonaire totale en mesurant la pression transpulmonaire par la technique de la sonde

L'étude et la conception d'un respirateur artificiel micro-contrôlé

œsophagienne .La résistance tissulaire est obtenue par la différence (résistance totale –résistance des voies aériennes ).

### **Résultats :**

Chez l'homme adulte normal, la résistance pulmonaire totale varie de 1a 2 CmH<sub>2</sub>O /l.s .Elle augmente nettement en ventilatoire forcée .La résistance à l'écoulement de l'air représente environ 70% de résistance totale.

Normalement, pendant la ventilation calme, la moitié environ des résistances aériennes prend son origine au niveau du nez.

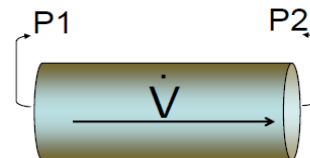
Une grande partie se situé dans les gros conduits et le reste dans les ramifications les plus fins. Dans certaines conditions pathologiques, elles peuvent augmenter considérablement par suite d'une diminution de calibre des conditions, d'un encombrement de ces derniers par des corps étrangers, du mucus ou d'un liquide, d'un œdème des tissus bronchiolaires, d'une compression etc.

#### ***IV. 4 .Les facteurs de la résistance dans les voies aériennes***

Les résistances dans les voies aériennes sont variables .Elle dépendent des propriétés des gaz, de la configuration particulière des voies aériennes et des modifications de diamètre du conduit.

➤ Les propriétés physiques des gaz .L'écoulement de l'air dans les voies aériennes peut être laminaire ou turbulent. (fig. I. 21) .Dans le premier cas, il est régi par la loi de Poiseuille.

$$\Delta P = \frac{8l\eta \dot{V}}{\pi R^4} = K_1 \dot{V}$$



$\Delta P$ =différence de pression entre 2 points.

$L$ =distance entre 2 points

$\eta$ =viscosité du fluide

$R$ =rayon du tube

$V$ =débit du fluide

Dans le second cas la différence de pression entre deux points est proportionnelle au carré du débit.

$$\Delta P = K_2 \dot{V}^2$$

$K_2$  dépend de la densité du gaz.

Finalement la différence de pression entre 2 points pour assurer un débit  $V$  s'écrit :

$$\Delta P = K_1 \dot{V} + K_2 \dot{V}^2$$

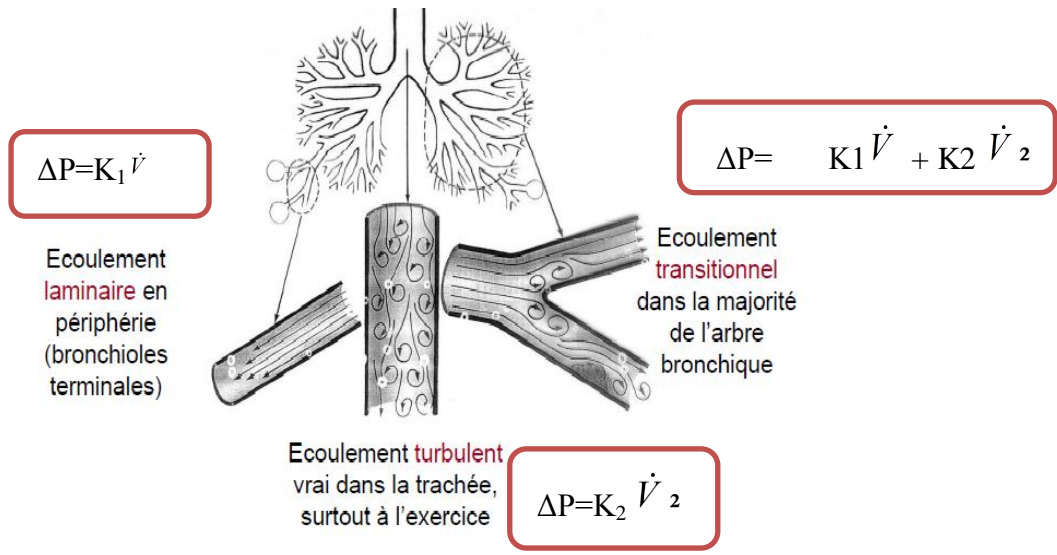


Fig. 1.21 : écoulement d'air laminaire et turbulent.

- La configuration des voies aériennes .Elle intervient également pour créer une résistance .Les voies aériennes, en effet ne sont pas lisses, elles sont d'autre part irrégulier, formes de tubes en parallèle (narines) et en série (bronches et bronchioles), les uns sont extensibles, d'autres non. Il existe par ailleurs, des courbures, des bifurcations et des rétrécissements en particulier au niveau des narines et de la glotte. Cette configuration donc très différente de celle ,faite de tubes rectilignes et lisses ,qui a permis de vérifier la loi de Poiseuille .En fait ,on sait maintenant que l'écoulement n'est ni laminaire ni turbulent ce qui rend difficile d'établir une relation simple entre résistance ,débit et pression ;cependant il est établie que la densité d'air joue un rôle important.
- Le calibre des voies aériennes .Le diamètre des conditions conditionne une grande part des résistances .La loi de Poiseuille indique, en effet que si le rayon des conditions est doublé, la résistance est 16 fois moins grand.

**V. Le travail ventilatoire**

Il est possible de mesurer le travail dépensé lors de la ventilation pulmonaire. D'une manière général, le travail (W) est égal au produit de la force exercé (F) par la distance parcourue (L) par le point d'application de cette force. Une pression (P) est une force repartie sur une surface (S) :  $P = F/S$  et un volume est le produit d'une longueur (L) par une surface :  $V = L.S$  Par conséquent, lorsqu'un volume est mobilisé sous une certaine pression, le travail (W) =pression (P) ×volume(V).

Lors du mouvement respiratoire, si la pression et le volume varient simultanément, le travail ventilatoire est donc la somme des produits successifs du volume déplacé ( $\Delta V$ ) par la pression P exercée sur ce volume à chaque moment du cycle

$$w = \int_0^t P \cdot dv$$

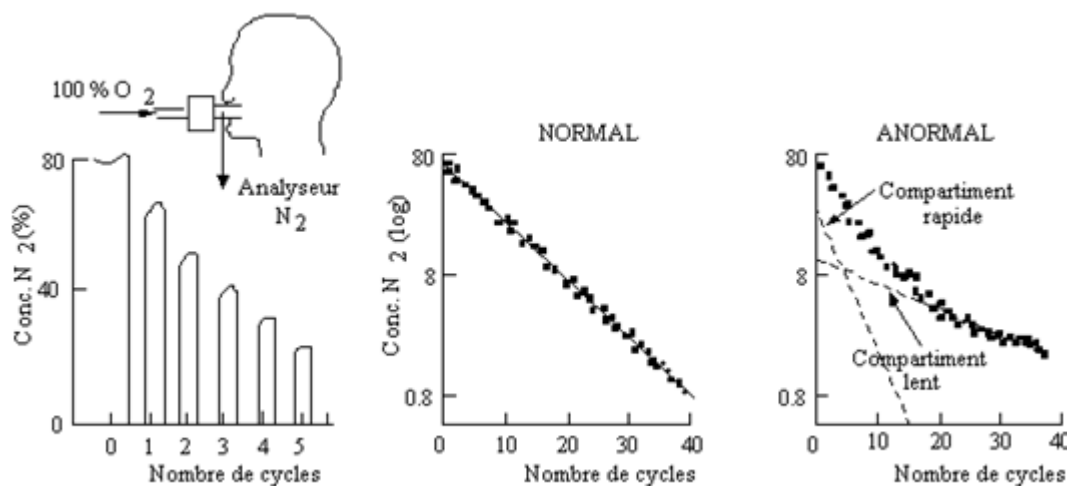
## VI. Distribution de l'air inspiré

Il est important que l'air inspiré se distribue uniformément pour renouveler le gaz dans tous les alvéoles pulmonaires.

Mais en est-il ; il est aussi véritablement ? Plusieurs techniques permettent de préciser cette distribution. En radioscopie la transparence pulmonaire qui est mal ventilée, sur tout au cours d'une expiration ou d'une inspiration rapide, varie moins que celle des zones pulmonaires bien ventilées.

Cependant, une observation radiologique ne permet d'apprécier quantitativement que les troubles importants de la distribution de l'air inspiré dans les poumons. Chez le sujet normal, elle est sans intérêt.

La distribution peut être analysée par la méthode de dilution d'un gaz (généralement l'azote, l'hélium ou le xénon radioactif). Si elle est proportionnelle dans tous les alvéoles, la dilution est identique dans toutes les régions pulmonaires. Dans le cas contraire, la dilution sera plus lente dans les alvéoles mal ventilées que dans ceux qui sont bien ventilés. Par exemple, on peut étudier l'évolution de l'azote pulmonaire au cours d'une inhalation d'oxygène pur. En quelques minutes, les poumons sont débarrassés de l'azote qu'ils contenaient initialement et il est possible de tracer la courbe d'élimination de ce gaz en fonction du temps. (Fig. I. 22). Si la distribution des gaz inspirés, l'oxygène est homogène, la courbe d'élimination de l'azote en fonction de temps sera exponentielle. Si tel n'est pas le cas, certains secteurs bien ventilés seront plus lavés que d'autres mal ventilés, ce qui retentira sur la forme de la courbe, chaque partie ayant en quelque sorte sa propre fonction d'élimination exponentielle. Sur un diagramme semi-logarithmique, on obtient une ou plusieurs droites.



*Fig. I.22 : Evolution de la fraction d'azote expiré au cours de l'inhalation d'oxygène pur[14].*

### VI. 1. Origine de la répartition non homogène de l'air inspiré

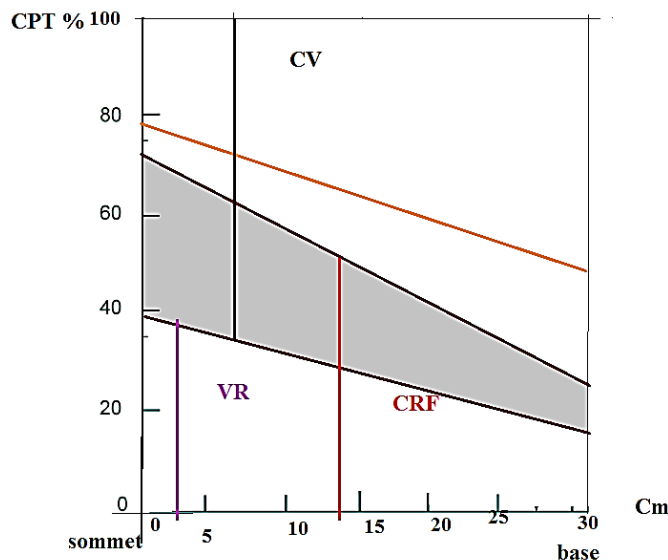
Un certain nombre de mécanismes interviennent pour expliquer la non uniformité de la distribution de l'air inspiré.

- Action de la pesanteur :

Les poumons se comportent comme un ressort suspendu à une potence, dont les spirales supérieurs sont plus distendus que les inférieurs par suite du propre poids du ressort. Des expériences effectuées sur des poumons isolés de chien suggèrent que le poids des poumons pourrait jouer le même rôle. Par ailleurs, la pression intra-pleurale est plus basse aux sommets qu'aux bases.

Tout ceci peut expliquer la différence de diamètre et par conséquent le volume des alvéoles entre ces deux régions.

La figure I.23 montre que ce volume pulmonaire exprimé en % de la CPT est plus important dans les sommets. Il en est de même de CRF. Au volume résiduel, le gaz pulmonaire est contenu pour sa grande part dans la moitié supérieure des poumons. En revanche on peut observer que le  $V_T$  inspiré se répartit de préférence dans les bases. Ces observations permettent, d'admettre une répartition non homogène de l'air inspiré liée à l'effet de la pesanteur.



*Fig. I.23 : Répartition régionale du volume pulmonaire.*

- Longueur inégale des voies respiratoires.

Les alvéoles pulmonaires sont plus ou moins éloignés des grosses bronches. Le volume qui les sépare de la caréna est de 22 ml pour les plus proches et de 170 ml pour les plus éloignés. Dans ces conditions, certains alvéoles reçoivent lors de l'inspiration uniquement du gaz contenu dans l'espace mort, d'autres de l'air frais. Ce phénomène empêche bien sûr une répartition homogène de l'air inspiré.

- Répartition séquentielle

Selon certains, l'inspiration comme l'expiration peuvent s'effectuer de façon séquentielle : des zones pulmonaires se remplissent précocement à l'inspiration et se vident tardivement à l'expiration. Mais selon d'autres auteurs les zones qui se remplissent les premiers se vident aussi les premiers. En fait, les deux mécanismes semblent pouvoir coexister : la premier se vérifie pour les bas volumes pulmonaires. Lors d'une inspiration depuis le VR, les sommets se remplissent les premiers mais se vident les

derniers lors de l'expiration. Le deuxième mécanisme survient en cas d'obstruction bronchique ; les alvéoles dépendant d'une bronchiole, en partie obturée, se remplissent et se vident les derniers.

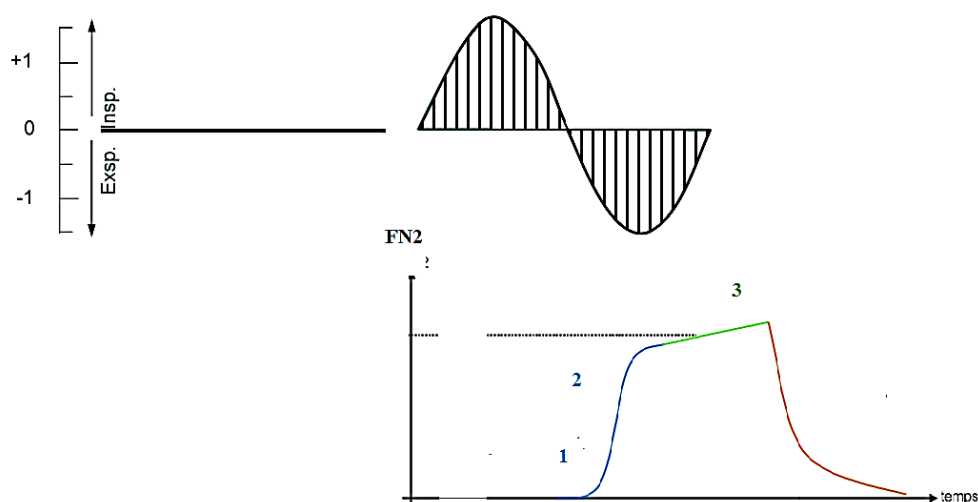
- Starification du gaz alvéolaire

D'autre part, le gaz alvéolaire n'a pas une composition homogène à la fin d'une inspiration car l'air inspiré est incomplètement mélangé avec le gaz alvéolaire, le processus de diffusion exigeant un certain délai. Il y aurait donc une starification du gaz depuis l'entrée jusqu'au fond des alvéoles.

- L'asynchronisme ventilatoire

Il représente, dans certaine condition, une cause importante de répartition non homogène de l'air inspiré. En effet, certaines régions pulmonaires peuvent inspirer de l'air tandis que d'autres expirent. Quand la ventilation est caractérisée par un tel asynchronisme, certaines régions peuvent ne jamais recevoir d'air, leur remplissage lors de l'inspiration étant assuré par du gaz alvéolaire fourni par les régions qui expirent. Un tel mécanisme explique souvent la défaillance ventilatoire qui survient lors des traumatismes thoraciques sévères.

Ces mécanismes expliquent les différences de compositions des gaz alvéolaires observées d'un territoire à l'autre même chez l'individu normal. Leur effet peut être estimé simplement par l'étude de l'évolution en fonction du temps de la fraction de l'azote expiré après inspiration forcée (Fig I. 24). La courbe obtenue comprend trois parties : la première représente l'expiration du gaz contenu dans l'espace mort, la deuxième est fonction des modalités d'écoulement, la variation étant d'autant plus brutale que l'écoulement de l'air est plus turbulent et d'autant plus lente que celui-ci est plus laminaire. La troisième partie correspond au rejet du gaz alvéolaire. Elle est horizontale si la répartition du gaz inspiré, dans les différents territoires alvéolaires, est uniforme dans l'espace et le temps, elle est d'autant plus ascendante que cette répartition est inégale.



**Fig. I.24 :** Evolution de la  $F_{N_2}$  à la bouche pendant l'inhalation d'oxygène pur, puis durant l'expiration qui suit.

On peut distinguer 3 périodes :

- 1-  $F_{N_2}=0$ , elle correspond à l' $O_2$  pur remplissant les voies aériennes qui est rejeté en premier lors de l'expiration.
- 2-  $F_{N_2}$  augmente progressivement, la pente de cette courbe dépend des conditions d'écoulement de l'air.
- 3-  $F_{N_2}$  n'augmente plus légèrement : il s'agit du gaz alvéolaire.

## VII. Les échanges gazeux pulmonaires

Le gaz qui est rejeté à chaque expiration n'a pas la même composition que l'air ambiant : il est plus pauvre en oxygène, plus riche en dioxyde de carbone (tableau ci-dessous) .La différence observée montre qu'au cours de son passage dans les poumons ,l'air inspiré cède de l'oxygène et reçoit du dioxyde de carbone .Ce processus d'échange gazeux mis ainsi en évidence s'effectue au niveau de la surface d'échange alvéolo-capillaire entre le gaz alvéolaire et le sang. Le facteur essentiel des échanges est la différence de pression régnant entre les deux milieux .Celle –ci provoque un courant gazeux à travers la membrane qui les sépare par simple processus physique de diffusion.

		Air trachéal	Gaz expiré	Gaz alvéolaire		Sang	Sang artériel
Fraction de gaz	$O_2$	0.210	0.170	0.141		14.2	19.2
	$CO_2$	0.000	0.033	0.056		53.0	49.0
Pression partielle	$O_2$	150	121.2	102.0	concentration	38.0	92.0
	$CO_2$	0	23.5	40.0			46.5

Exemple de différents concentrations et pressions partielles des gaz respiratoires que l'on peut observer chez un homme au niveau de la mer ( $B=7600$  bar).

### VII. 1 .Mesure des échanges gazeux

Les deux techniques le plus habituellement utilisées chez l'homme sont la spirométrie en circuit fermé, type Benedict, et le circuit ouvert.

#### VII. 1.1.Le spirométrie de Benedict

Voir figure I.2 : le sujet porte un masque ou un embout buccale étanche muni de soupapes inspiratoires et expiratoires, il est relié par des canalisations à un spiromètre dont la cloche est remplie d' $O_2$  sur le circuit expiratoire se trouve de la chaux sodée de sorte que lors de son retour vers l'appareil, le gaz expiré est débarrassé de son  $CO_2$  .La cloche est relié par un système de poulie à un stylet inscripteur qui va inscrire sur un cylindre enregistreur les variations de niveau. A l'inspiration la cloche s'abaisse

L'étude et la conception d'un respirateur artificiel micro-contrôlé



et le tracé s'élève. A l'expiration c'est le phénomène inverse. Comme à chaque cycle ventilatoire une certaine quantité d'O<sub>2</sub> est prélevée par le sujet, la cloche tend à s'abaisser progressivement et le tracé en conséquence, à monter (Fig. I. 25).

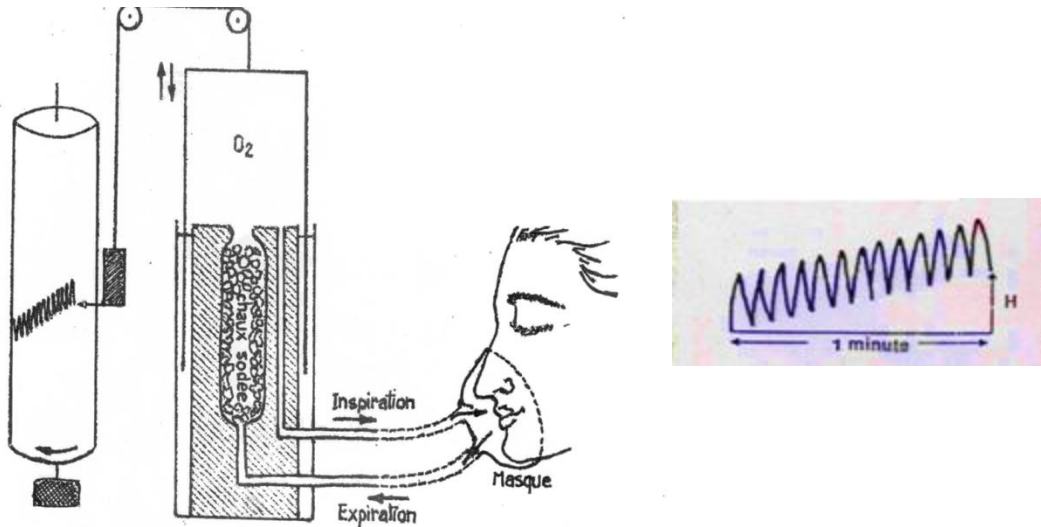


Fig. I.25 : la hauteur H correspond à l'abaissement de la cloche après 1mn.

Connaissant la vitesse de rotation du cylindre on peut déterminer exactement la position du tracé correspond à une minute. Le produit de la hauteur de dénivellation (H) par la surface de section de la cloche donne le volume d'O<sub>2</sub> consommé par le sujet .Une correction est à apporter pour transformer le volume mesuré à température ambiante au volume mesure dans les conditions STPD.

$$VO_2 \text{ l STPD/mn} = H \times S \times F_{C \text{ ATPS} \rightarrow \text{STP}}$$

Il est possible de connaitre le débit de CO<sub>2</sub> rejeté par traitement chimique de la chaux sodée .Dans la pratique courante, le spiromètre fermé peuvent uniquement la mesure de la consommation d'O<sub>2</sub>.

**VII. 1.2.Méthode en circuit ouvert**

Le sujet porte également un masque ou un embout buccal étanché muni de soupapes inspiratoires et expiratoires .La première est relié à l'air ambiant, la seconde à un spiromètre de grand volume grâce .à ce dispositif on peut recueillir le volume expiré dans l'unité de temps.

La consommation d'oxygène (V̇O<sub>2</sub>) est la quantité d'O<sub>2</sub> Inspirée, mais celle expiré dans l'unité de temps.

$$\dot{V}_{O_2} = \dot{V}_{IO_2} - \dot{V}_{EO_2} \quad (1)$$

$$\dot{V}_{O_2} = \dot{V}_I \cdot F_{IO_2} - \dot{V}_E \cdot F_{EO_2} \quad (2)$$

En pratique, on peut déterminer V̇O<sub>2</sub> à partir de la mesure du seul volume V<sub>E</sub> et de l'analyse de sa composition gazeuse en O<sub>2</sub> et CO<sub>2</sub> , en effet :

$$(3) \dot{V}_I \cdot F_{IN_2} = \dot{V}_E \cdot F_{EN_2} \Rightarrow \dot{V}_I = \dot{V}_E \cdot \frac{F_{EN_2}}{F_{IN_2}} \quad (4)$$

$$(2) \quad \dot{V}_{O_2} = \dot{V}_E \cdot \frac{F_{EN_2}}{F_{IN_2}} \cdot F_{IO_2} - \dot{V} \cdot F_{EO_2}$$

$$\dot{V}_{O_2} = \dot{V}_E \cdot \left[ \frac{F_{EN_2}}{F_{IN_2}} \cdot F_{IO_2} - F_{EO_2} \right]$$

Or :  $F_{EN_2} = 1 - F_{EO_2} - F_{ECO_2}$

$F_{IN_2} = 1 - F_{IO_2}$

Soit :

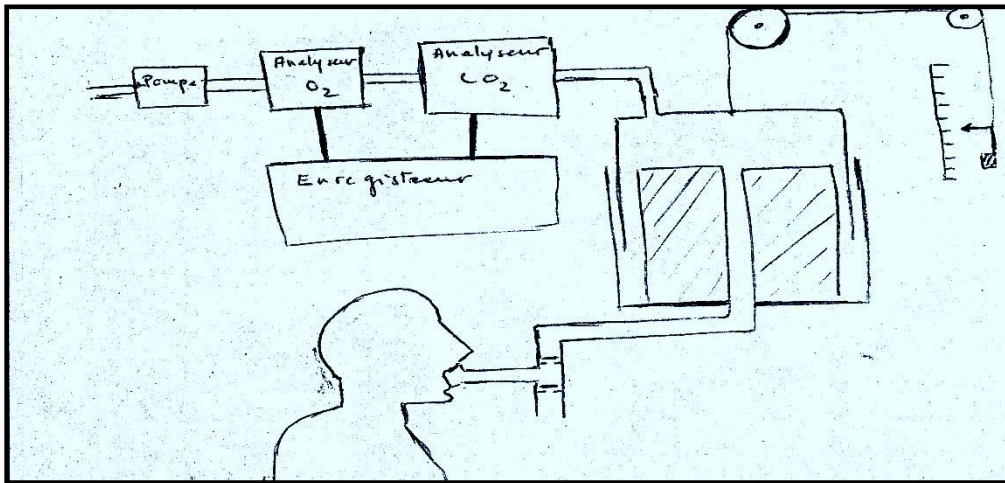
$$\dot{V}_{O_2} = \dot{V}_E \left[ \frac{1 - F_{EO_2} - F_{ECO_2}}{1 - F_{IO_2}} \cdot F_{IO_2} \right]$$

Le rejet de CO<sub>2</sub> est calculé de la manière suivante :

$$\dot{V}_{CO_2} = \dot{V}_{ECO_2} - \dot{V}_{ICO_2} \quad (6)$$

Or  $V_{ICO_2} = 0$  normalement soit :

$$\dot{V}_{CO_2} = \dot{V}_E \cdot F_{ECO_2}$$



*Fig. I.26 : schéma du dispositif permettant la mesure des échanges gazeux en circuit ouvert*

Le gaz expiré est recueilli dans une spiromètre ; on peut connaître ainsi son volume dans l'unité de temps et sa composition en O<sub>2</sub> et CO<sub>2</sub>.

### VIII. Valeur des échanges gazeux pulmonaires

Chez l'homme au repos de taille et poids moyen,  $\dot{V}_{O_2}$  varie autour de 0.25 à 0.30 l STPD /mn et  $\dot{V}_{CO_2}$  de 0.20 à 0.24 l STPD/mn.

#### VIII. 1. Quotient respiratoire

C'est le rapport du volume de CO<sub>2</sub> rejeté au volume d'O<sub>2</sub> consommé dans le même temps.

$$R = \frac{\dot{V}_{CO_2} \text{ l STPD/mn}}{\dot{V}_{O_2} \text{ l STPD/mn}}$$

**VIII. 2. L'équivalente respiratoire**

Considérons un homme au repos, sa consommation d'O<sub>2</sub> est pratiquement constante, mais son débit ventilatoire peut varier. S'il augmente, la composition du gaz expiré va se rapprocher de celle du gaz inspiré et le rapport :

$$\frac{\dot{V}_{E \text{ l STPD/mn}}}{\dot{V}_{O_2 \text{ l STPD/mn}}}$$

Ce rapport appelé « équivalent respiratoire » a donc une valeur d'indice de l'efficacité du système de convection ventilatoire. Plus il est élevé, moins la ventilation est efficace et inversement. Il ne présente le nombre de litres BTPS/mn qui doit être ventilé par titre d'O<sub>2</sub> prélevé. Il varie normalement entre 20 et 30 par ailleurs, pour la variation pulmonaire, on peut écrire

$$\dot{V}_{O_2} = \dot{V} (C_{I O_2} - C_{E' O_2})$$

$\dot{V}_{O_2}$  = prélèvement d'O<sub>2</sub> en l STPD/mn

$\dot{V}$  = débit ventilatoire inspiré dans les conditions BTSP.

$C_{I O_2}$  = concentration d'O<sub>2</sub> dans l'air inspiré.

$C_{E' O_2}$  = concentration d'O<sub>2</sub> dans le gaz expiré, correction faite de l'effet du quotient respiratoire sur la concentration d'O<sub>2</sub> dans le gaz expiré.

$$\dot{V}_{O_2} = \dot{V} \left[ \frac{C_{I O_2} - C_{E' O_2}}{C_{I O_2}} \cdot C_{I O_2} \right]$$

**Le rapport**

$$\text{Eair} = \frac{C_{I O_2} - C_{E' O_2}}{C_{I O_2}}$$

Est le coefficient d'extraction de l'O<sub>2</sub> de l'air.

**De même pour le sang :**

$$\dot{V}_{O_2} = \dot{Q} \frac{C_a O_2 - C_v O_2}{C_a O_2}$$

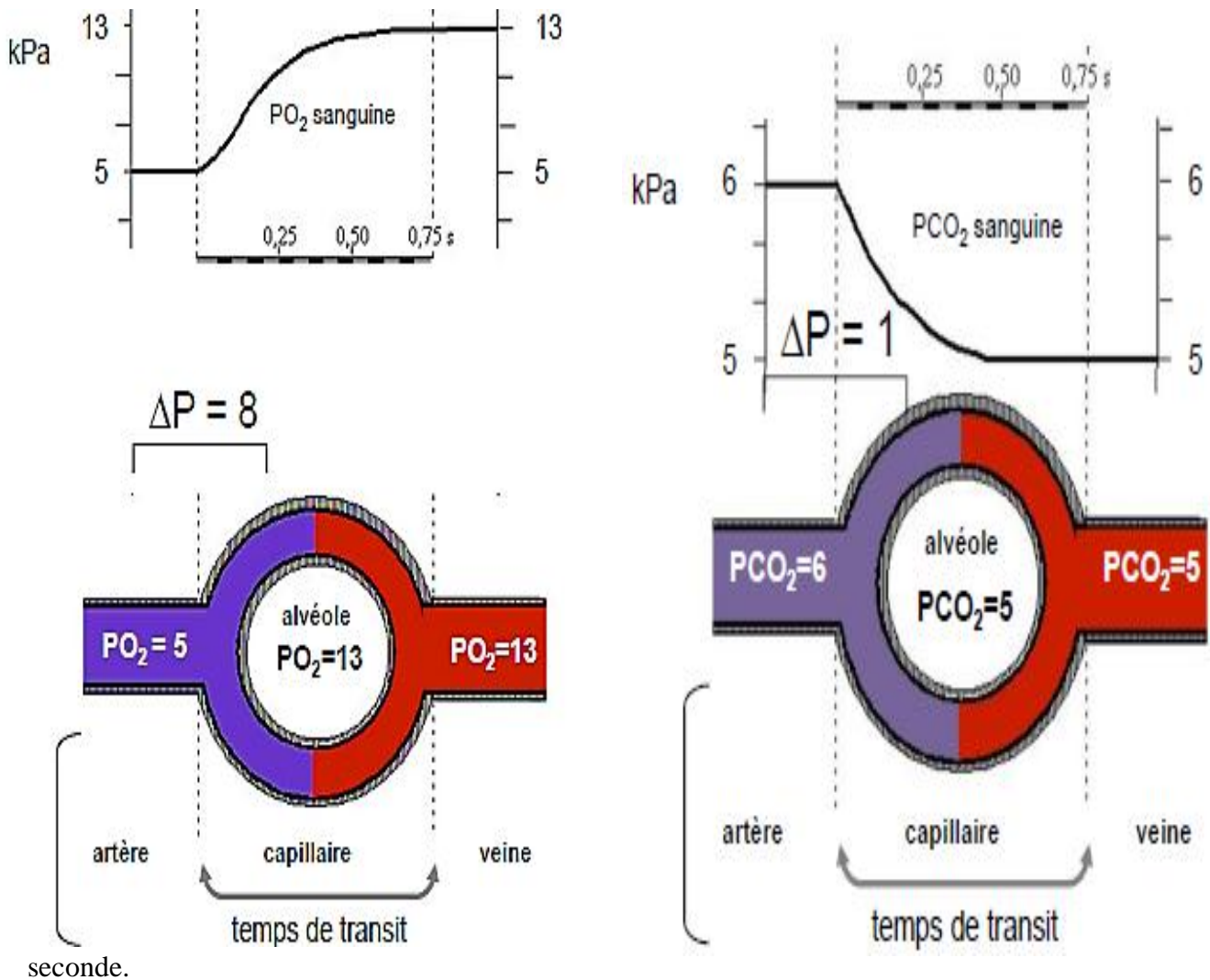
$$E_{sang} = \frac{C_a O_2 - C_v O_2}{C_a O_2}$$

**IX. Le mécanisme des échanges gazeux "la diffusion pulmonaire"**

**IX. 1. La diffusion de l'O<sub>2</sub>**

Les molécules d'oxygène traversant les différentes couches constituant la paroi alvéolo-capillaire : paroi alvéolaire proprement dite, liquide interstitiel et endothélium capillaire pour pénétrer dans le sang capillaire, se dissolvent dans le plasma et se fixent enfin sur l'hémoglobine des globules rouges. A l'entrée des capillaires, la différence de pression alvéolo-capillaire est élevée, de l'ordre de 60 à 70 mmHg.

Le débit de diffusion est important. Il en résulte que  $PO_2$  dans le capillaire augmente rapidement et que la différence de pression alvéolo-capillaire diminue ce qui ralentit la diffusion. Cependant, dans les conditions normales,  $PO_2$  du sang s'égalise rapidement avec  $PO_2$  alvéolaire, de sorte que le processus d'échange s'arrête avant la fin du capillaire. La traversée de celui-ci s'effectue en moyenne en 0.7



*Fig. 1. 27 : Evolution de  $P_{O_2}$  et  $P_{CO_2}$  dans le capillaire de l'entrée à la sortie de celui-ci.*

### IX. 2 .La diffusion de l' $CO_2$

C'est dans le capillaire que  $PCO_2$  a la valeur la élevée : Le  $CO_2$  va donc diffuser du sang vers alvéoles. La différence de pression est faible de l'ordre de 6 torr dans les conditions normales au repos ,mais la diffusion est facilitée par une solubilité très élevée de ce gaz (20 fois plus que l' $O_2$ ) .c'est à l'entrée du capillaire que le rejet de  $CO_2$  est la plus rapide ,il se ralentit progressivement par suite de la diminution de la différence de pression de part et d'autre de la membrane mais ,en définitive , $P_{CO_2}$  du sang capillaire s'équilibre avec  $P_{CO_2}$  alvéolaire avant la sortie du capillaire.

### IX. 3 .La capacité de diffusion pulmonaire

La capacité de diffusion pulmonaire ( $D_L$ ) est le volume d'un gaz exprimé en ml STPD qui diffuse entre le sang et le gaz alvéolaire (ou inversement) par minute et par tour de différence de pression de pression entre les deux milieux :

$$DLO_2 \text{ ml STPD/mn. tour} = \frac{\dot{V}_{O_2}}{P_{A_{O_2}} - \bar{P}_{C_{O_2}}}$$

$$DLO_2 \text{ ml STPD/mn. tour} = \frac{\dot{V}_{CO_2}}{\bar{P}_{C_{CO_2}} - P_{A_{CO_2}}}$$

La capacité de diffusion correspond à la conductance du système de diffusion.

#### ***IX. 4. Signification de la capacité de diffusion***

Nous sommes en présence de deux milieux, le gaz alvéolaire et le sang capillaire, de composition gazeuse différente et séparés par une membrane, les mouvements des molécules d'O<sub>2</sub> et de CO<sub>2</sub> sont régis par le premier principe de FICK, redéfini par M. Krogh

$$\dot{V} = KS \times \frac{\Delta P}{e}$$

Où  $\dot{V}$  est la quantité de gaz considéré qui diffuse par minute.

$\Delta P$  la différence de pression partielle du gaz entre les deux milieux.

$e$  l'épaisseur de la membrane.

$S$  la surface qui sépare les deux milieux en présence.

$K$  est proportionnel à la racine carrée du poids moléculaire de ce gaz (Loi de Graham)

On peut écrire que :

$$\frac{S \cdot K}{e} = D_m = \text{capacité de diffusion pour la membrane alvéolo - capillaire}$$

Pour l'oxygène on aura :

$$D_{MO_2} = \frac{\dot{V}_{O_2}}{P_{A_{O_2}} - \bar{P}_{C_{O_2}}}$$

Mais en fait on définit une capacité de diffusion globale, dépendant du processus physique d'une part (diffusion à travers la membrane) défini par le principe de FICK et d'un processus chimique d'autre part, lié aux propriétés du sang mais aussi à la masse de sang disponible pour les échanges. Ces deux résistances s'ajoutent pour constituer la résistance globale :

$$R = \text{Résistance membranaire} + \text{résistance sanguin}$$

D'où

$$\frac{1}{D_l} = \frac{1}{D_M} + \frac{1}{\theta \cdot V_c}$$

$\theta$  = volume de gaz en ml STPD fixé par ml de sang en 1 minute par tour de pression partielle de gaz déterminé in vitro.

$V_c$  = volume de sang capillaire .

$\theta$  et  $V_c$  peuvent être déterminés et  $D_m$  est alors calculé par différence .

### IX. 5. Mesure de la capacité de diffusion pour l'O<sub>2</sub>

La détermination de  $V_{O_2}$  et  $P_{AO_2}$  ne pose pas de problème technique. En revanche, la  $P_{CO_2}$  est difficile à apprécier. Comme elle varie constamment depuis l'entrée dans le capillaire jusqu'à son équilibration avec  $P_{AO_2}$ , on définit une valeur moyenne  $\bar{P}_{CO_2}$  qui assurerait un même débit de gaz pour une différence de pression constante. En principe, elle peut être estimée graphiquement si l'on connaît la courbe de  $P_{O_2}$  au cours de la traversée du capillaire. Il s'agit d'une technique très difficile et peu utilisée, de sorte qu'on procède indirectement à partir de la mesure de la capacité de diffusion pour le CO. La mesure de  $D_{LCO}$  est, en effet, beaucoup plus simple : grâce à l'affinité très importante de l'hémoglobine pour le CO, on admet que la pression partielle de CO dans le sang est négligeable par rapport à  $P_{CO}$  alvéolaire donc  $D_{LCO}$  est donné par :

$$D_{LCO} = \frac{\dot{V}_{CO}}{P_{ACO}}$$

Le sujet respire un mélange gazeux comportant 0.2% de CO dans l'air, au bout de 5 minutes d'inhalation une valeur stable de  $P_{ACO}$  est atteinte.  $\dot{V}_{CO}$  quantité de CO prélevée par les poumons dans l'unité de temps est connue par la comparaison des fractions de CO dans le mélange inspiré et le gaz expiré.  $P_{ACO}$  est connu par l'analyse d'un prélèvement de gaz alvéolaire.

$D_{LO_2}$  peut être finalement déterminé à partir de la relation :

$$D_{LO_2} = 1.23 D_{CO}$$

$D_{LCO_2}$  est également calculable, indirectement, à partir des lois de diffusion des gaz. On peut écrire

$$\frac{\text{débit de } CO_2}{\text{débit de } O_2} = \frac{0.545}{0.023} \sqrt{\frac{32}{44}} = 20.2$$

Où 0.545 et 0.023 sont les coefficients de solubilité de  $CO_2$  et  $O_2$ , 32 et 44 leur poids moléculaire respectif.

### IX. 6. Valeur de la capacité de diffusion

Chez l'homme au repos,  $D_{LO_2}$  est de l'ordre de 20ml STPD /mn.torr et  $D_{LCO_2}$  de 4000mlSTPD/mn.tour rapportée à la surface corporelle  $D_{LO_2} = 12$  ml STPD/mn tour m<sup>2</sup>.

### IX. 7. La différence alvéolo-artérielle de l'O<sub>2</sub>

Chez le sujet normal, au repos et au niveau de la mer, il y a donc équilibre à la sortie des capillaires entre  $P_{O_2}$  et  $P_{CO_2}$  dans le gaz alvéolaire et dans le sang. Cependant, dans le sang artériel périphérique, prélevé par exemple au niveau d'une artère humérale ou fémorale, la  $P_{AO_2}$  et la  $P_{CO_2}$  diffèrent de quelques torr (3 à 5). Cette différence s'explique par l'existence d'une non-uniformité du rapport ventilation-perfusion et d'un shunt veino-artériel physiologique.

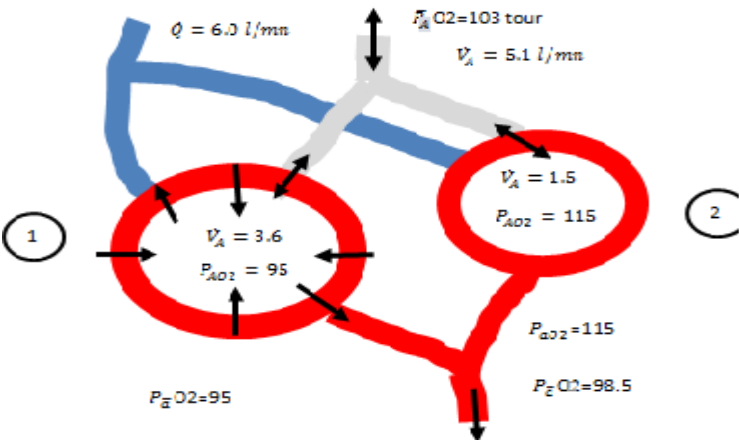
❖ La non-uniformité du rapport ventilation-perfusion (Fig. I. 28)

Pour comprendre son effet sur la valeur de  $P_{O_2}$  et  $P_{CO_2}$  artériels, supposons simplement que le poumon comprenne deux régions : l'une où règne une hyperventilation alvéolaire relative (ventilation



alvéolaire élevé pour une faible circulation d'où rapport ( $\dot{V}_A/\dot{Q}$  élevé), le sang qui en sort est riche en  $O_2$  et pauvre en  $CO_2$ ; l'autre caractérisée par une hypoventilation alvéolaire relative ( $\dot{V}_A/\dot{Q}$  bas), le sang qui en sort pauvre en  $O_2$  et riche en  $CO_2$ . Lorsque ces deux gaz alvéolaire et ces deux sangs « artérialisés » se mélangent, que se passe-t-il ? les concentrations et pressions partielles alvéolaire moyennes d' $O_2$  et de  $CO_2$  sont la moyenne arithmétique des valeurs observées dans chaque région, chacune intervenant en fonction de son débit. En revanche dans le sang, la non-linéarité de la relation  $CO_2-PO_2$  dans la zone physiologique, entre 40 et 100 tour, oblige à déterminer  $P_{O_2}$  moyen graphiquement à partir de la courbe de dissociation de l'oxyhémoglobine.

Sa valeur est inférieure à celle que l'on aurait pu atteindre à partir d'une moyenne arithmétique.



$\dot{V}_A$ lBTPS/mn	3.6	1.5
$\dot{Q}$ l/mn	4.9	1.1
$\frac{\dot{V}_A}{\dot{Q}}$	0.73	1.36
$P_{AO_2}$ tour	0.5	115
$P_{aO_2}$ tour	0.5	115
$C_{aO_2}\%$	19.4	19.8
$\bar{P}A_{O_2} = \frac{(115 \cdot 1.5) + (95 \cdot 3.6)}{5.1} = 103 \text{ tour}$		
$\bar{P}_{aO_2} = 98.7 \text{ tour}$		
Différence A-O <sub>2</sub> = 103 - 98.7 = 4.3 tour		

Fig. I. 28 : La non-uniformité du rapport ventilation-perfusion

❖ Le shunt veino- artériel (Fig. I. 29)

Dans les conditions normales, le sang artérialisé est « contaminé » par un apport de sang veineux dont l'origine est triple. Anastomose varies entre les systèmes artériels et veineux pulmonaires, veines bronchique (circulation bronchique) et veines de Thébésins (circulation myocardique.) La figure I.29 fourni un exemple de conséquences d'une contamination veineuse sur la composition du sang artériel périphérique.

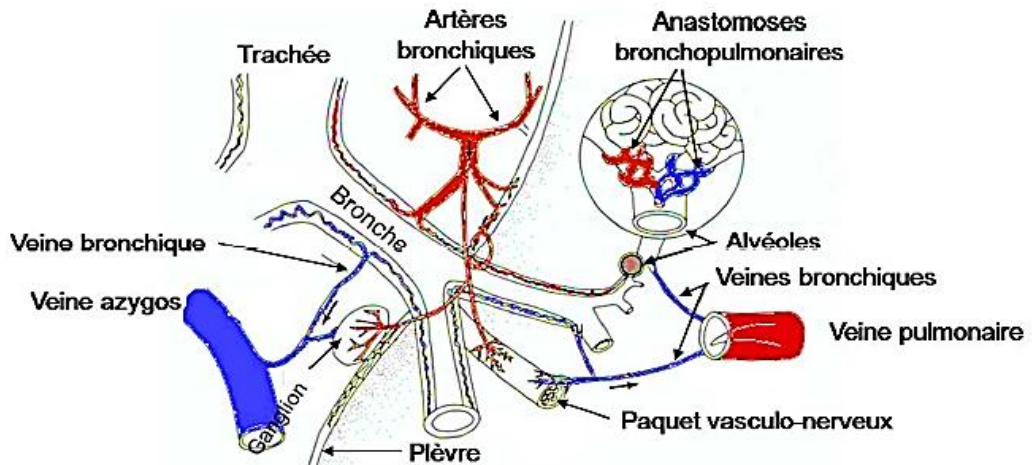


Fig. I. 29 : schéma d'un système d'échanges gazeux comportant un court-circuit entre le sang veineux et le sang artérialisé.

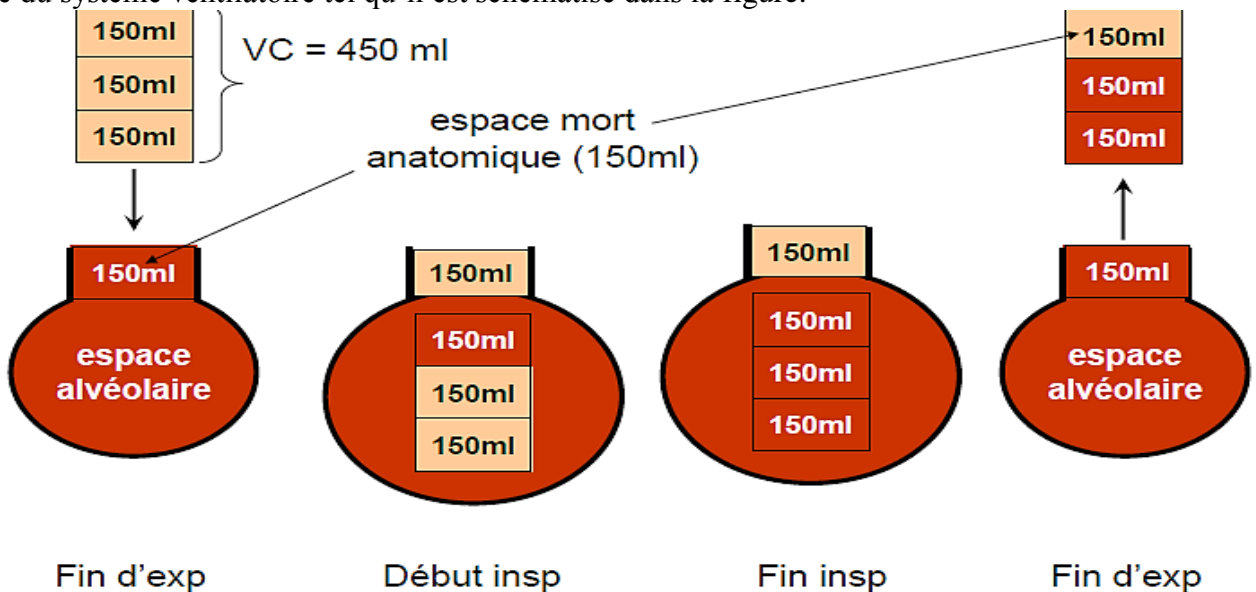


**X. La ventilation alvéolaire**

Les échanges gazeux qui s’effectuent en permanence entre le sang et les alvéoles pulmonaires tendent à modifier la composition du gaz contenu dans ce dernier .Sans le renouvellement du gaz alvéolaire grâce à la ventilation pulmonaire ,celui –ci aurait tendance à s’enrichir en CO<sub>2</sub> et à s’appauvrir en O<sub>2</sub> .Cependant ,la ventilation pulmonaire seule ,avec ces éléments ,le volume courant et la fréquence ventilatoire ne donne pas une image exacte des conditions ventilatoire que règnent au niveau même des alvéoles pulmonaire car ceux-ci ne reçoivent ,en fait, qu’une partie du volume courant inspiré ,appelée le volume alvéolaire ,une autre partie restant dans les voies aériennes où ne se produise pas d’échanges gazeux ,elle correspond au volume de l’espace mort .Il en résulte que la ventilation alvéolaire est inférieur à la ventilation pulmonaire.

**X. 1 .L’espace mort et le volume alvéolaire**

Les conditions ventilatoire qui règnent dans les alvéoles pulmonaires s’expliquent par la structure même du système ventilatoire tel qu’il est schématisé dans la figure.

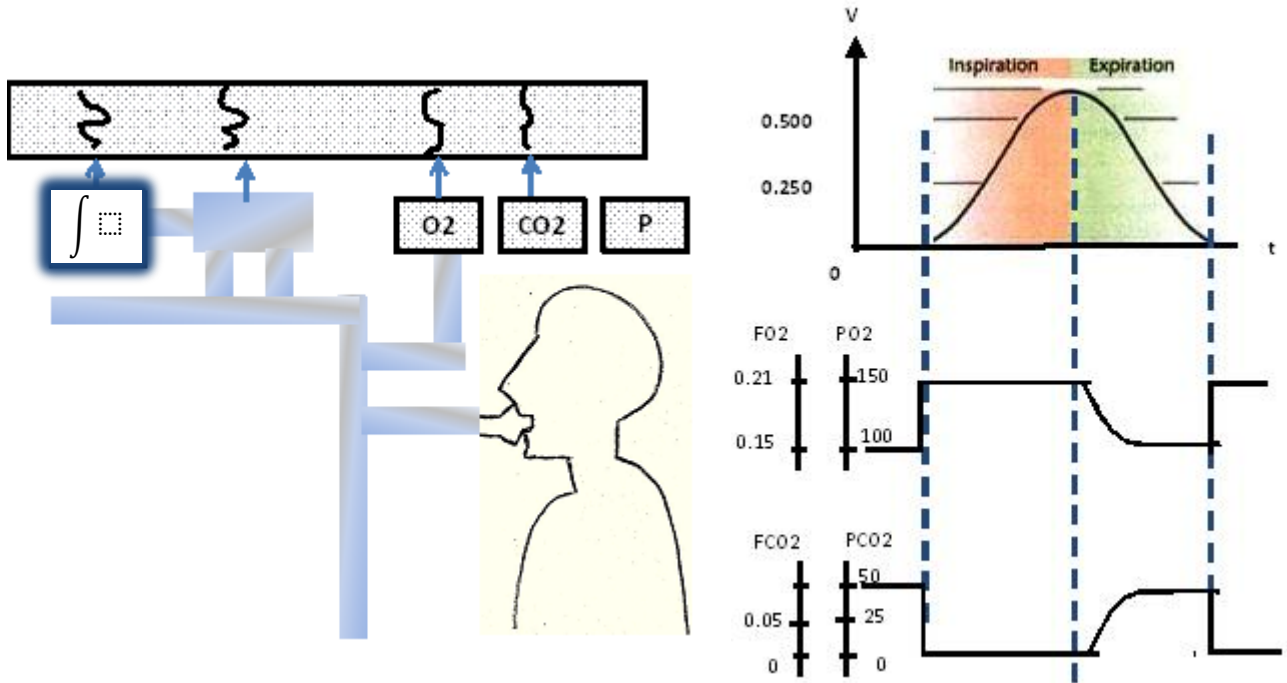


**Fig. I. 30 :** *volume courant et espace mort anatomique.*

Représentation schématique du poumon par une partie circulaire correspondant aux alvéoles pulmonaires, surmonté d’une partie tubulaire simulant l’ensemble des voies aériennes.

1. Juste avant l’inspiration, le volume courant correspond 3 parties de 150 ml chacune
2. A l’inspiration, une partie du volume courant ne pénètre pas dans les alvéoles
3. A l’expiration, c’est d’abord de l’air qui est répété .Enfin d’inspiration il remplissait les voies aériennes .A la fin de l’expiration, celles –ci contiennent du gaz alvéolaire qui sera ré inspire au cycle suivant.

Dans une volume courant rejeté lors d’un expiration, la composition en O<sub>2</sub> et en CO<sub>2</sub> n’est pas constante puisqu’une première partie correspond à l’air de la fin d’inspiration précédant et la deuxième partie au gaz issue des alvéoles, ceci est illustré par l’expérience suivante.(Fig. I. 31)

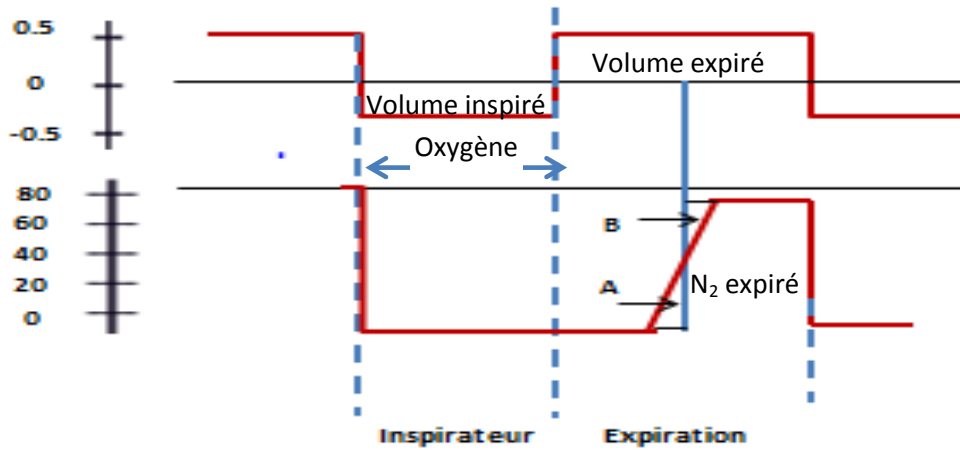


**Fig. I. 31 :** Montage expérimental permettant de mettre en évidence une hétérogénéité de la composition du gaz expiré.

Une fraction de gaz est aspirée en continu à l'aide d'une pompe (P) et passe dans 2 analyseurs d'O<sub>2</sub> et CO<sub>2</sub>. L'analyse est instantanée et le résultat est enregistré en même temps que le spiromogramme obtenue par intégration (I) du pneumotachogramme. Au début de l'expiration, la composition du gaz est celle de l'air ambiant ; en fin d'expiration P<sub>O2</sub> est plus bas et P<sub>CO2</sub> plus élevé que dans le gaz expiré moyen(m).

Cette expérience objective, effectivement une hétérogénéité du gaz expiré. Au début de l'expiration, c'est de l'air qui est rejeté (P<sub>CO2</sub>=0, P<sub>O2</sub>=150 mmHg au niveau de la mer) Puis CO<sub>2</sub> s'élève et P<sub>O2</sub> s'abaisse progressivement vers une valeur presque constante qui correspond à du gaz de fin d'expiration, provenant des zones d'échanges gazeux alvéolaires.

La Partie représenté par les voies aériennes est appelée l'espace mort qualifié d'anatomique parce qu'il est géométriquement très bien défini. Il est caractérisé par son volume (V<sub>D</sub>). Il peut être mesuré chez l'homme dans les conditions normales grâce à l'enregistrement simultané de la composition en O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub> ou N<sub>2</sub> et du volume répété au cours d'une expiration d'un volume constant. (Fig I. 32).



**Fig. I. 32 :** Détermination de l'espace mort anatomique,

Le tracé supérieur représente un pneumotachogramme ,le tracé inférieur la concentration d'azote en %. Celle –ci tombe à zéro lors de l'inspiration d'un volume courant d'O<sub>2</sub> pur. Lors de l'expiration suivante, elle reste d'abord nulle puis s'élève rapidement jusqu'à une valeur plateau en fin d'expiration .On détermine le temps tel que les surface A et B revient égales. Il correspond au temps de rinçage de l'espace mort. Un volume (V<sub>D</sub>) lui correspond sec le pneumotachogramme.

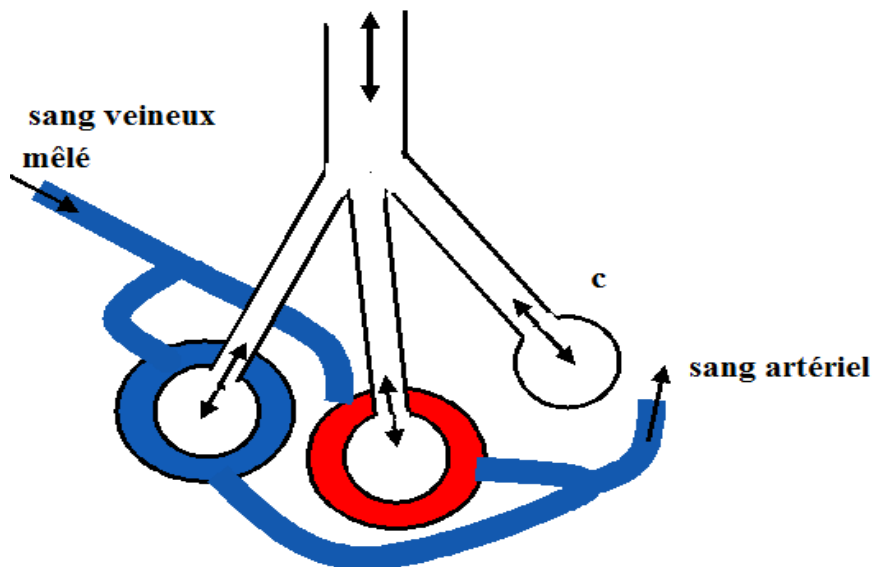
Chez l'adulte au repos, le volume de l'espace mort anatomique est de 150ml environ.

Le volume d'air qui pénètre effectivement dans les espaces alvéolaires et contribue par conséquent à relever P<sub>O2</sub> et à faire baisser P<sub>CO2</sub> est appelé le volume courant alvéolaire (V<sub>A</sub>)

On peut écrire :  $V_T = V_D + V_A$

**X. 1.1.L'espace mort physiologique**

En fait, l'espace mort anatomique ne suffit pas à expliquer la composition du gaz alvéolaire .Il existe, en effet, des alvéoles contenant du gaz qui ne participent pas aux échanges, par suite d'inégalité dans la distribution soit du gaz ventilé soit du gaz perfusé (Fig I. 33).



**Fig. I. 33 :** schéma représentant une possibilité d'espace mort physiologique par non perfusion de certaines espaces alvéolaires. L'alvéole C n'est pas perfusé.

Cet espace mort surajouté est quelquefois appelé alvéolaire et l'espace mort total est appelé l'espace mort physiologique.

$$V_D \text{ physiologique} = V_D \text{ anatomique} + V_D \text{ alvéolaire.}$$

L'équation de Bohr permet de la déterminer à partir de  $P_{CO_2}$  alvéolaire et expiré.

$$V_T = V_D + V_A$$

$V_T$  est volume courant expiré,  $V_D$  l'espace mort,  $V_A$  le volume alvéolaire.

Considérons le  $CO_2$  qui est expiré, on peut écrire :

$$V_T \cdot F_{ECO_2} = V_D \cdot F_{ICO_2} + V_A \cdot F_{ACO_2}$$

Or  $V_D \cdot F_{ICO_2} = 0$  ; et  $V_A = V_T - V_D$  donc

$$V_T \cdot F_{ECO_2} = (V_T - V_D) F_{ACO_2}$$

$$\Rightarrow V_D = \frac{F_{ACO_2} - F_{ECO_2}}{F_{ACO_2}}$$

Et en multipliant par (B-47)

$$V_D = V_T \cdot \frac{P_{ACO_2} - P_{ECO_2}}{P_{ACO_2}}$$

### X. 1.2. Le gaz alvéolaire

C'est par définition qui se trouve dans les espaces alvéolaires au voisinage de la surface d'échanges gazeux. Il cède de l' $O_2$  au sang capillaire et reçoit du  $CO_2$  de celui-ci. A la capacité fonctionnelle résiduelle, en fin d'expiration normale, il remplit tous les espaces alvéolaires et l'espace mort ce qui correspond à un volume de 2.5 litres.

#### X. 1.2.1- Le gaz alvéolaire moyen

Le gaz alvéolaire n'a pas la même composition dans tous les alvéoles. Il existe dans territoires mieux ventilés que d'autres : à débit de sang égal, leur composition en  $O_2$  sera plus élevée et en  $CO_2$  plus basse, d'autres territoires sont moins bien ventilés, on observe alors le phénomène inverse. A l'extrême il existe des territoires ventilés mais ne reçoivent pas de sang, l'air qui y pénètre en ressort inchangé.

Inversement, des zones pulmonaires sont irriguées par de sang mais ne sont pas ventilées ; dans ce cas, le gaz alvéolaire qui s'y trouve n'est pratiquement pas renouvelé, il est donc très riche en  $CO_2$  et très pauvre en  $O_2$ . Entre ces cas extrêmes, tous les intermédiaires existent. Le gaz alvéolaire qui est recueilli en fin d'expiration provient de toutes ces régions. C'est en fait un mélange des différents gaz alvéolaire de compositions variées. Il est appelé gaz alvéolaire moyen.

#### X. 1.2.2- Les variations du gaz alvéolaire

En régime stable métabolique et ventilatoire, les variations de gaz alvéolaire sont très faibles. Il existe cependant un certain nombre de circonstances où elles peuvent devenir assez importantes. C'est ainsi que le simple

## Chapitre1 : Les mécaniques ventilatoire et physiopathologique

passage de la position couchée à la position debout abaisse  $P_{ACO2}$  et élève  $P_{AO2}$  de plusieurs tours de même  $P_{O2}$  et  $P_{CO2}$  alvéolaire évoluent en fonction de la puissance de l'exercice, et de l'altitude.

### X. 1.2.3- Equation du gaz alvéolaire

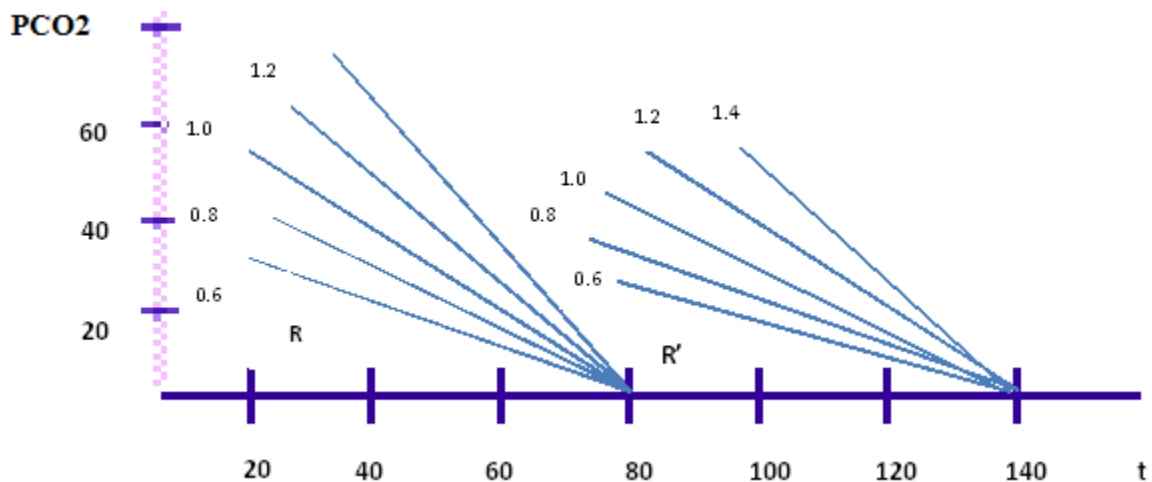
Entre  $P_{AO2}$  et  $P_{ACO2}$  existe la relation suivante :

$$P_{ACO2} = \frac{R \times P_{IO2}}{1 - F_{IO2}(1-R)} - \frac{R}{1 - F_{IO2}(1-R)} P_{AO2}$$

Où R est le quotient respiratoire.

Cette équation est de la forme  $Y=a-bx$ , les constants a et b dépendant du quotient respiratoire. A une valeur donnée de celui-ci correspond une certaine droite de pente

$$- \frac{R}{1 - F_{IO2}(1-R)} \quad (\text{fig 34})$$



**Fig. I. 34 :** Diagramme  $P_{O2} - P_{CO2}$  et droites de quotient respiratoires. Le point I correspond de à l'air inspiré au niveau de la mer, Le point I' à l'air inspiré à 3000m d'altitude.

Le diagramme  $P_{O2} - P_{CO2}$  permet de comprendre la diminution importante de  $P_{O2}$  alvéolaire quand  $P_{IO2}$  diminue du fait de l'altitude. Il permet d'autre par la détermination graphique du quotient respiratoire à partir de  $P_{O2}$  et  $P_{ACO2}$

$$R = \frac{P_{ACO2}(1-F_{IO2})}{P_{IO2}-P_{AO2}-(P_{ACO2} \cdot F_{IO2})}$$

Enfin l'équation du gaz alvéolaire permet de déterminer la fraction d' $O_2$  nécessaire pour maintenir  $P_{O2}$  alvéolaire à une valeur normale quand  $P_{O2}$  diminue dans l'air inspiré à cause de l'altitude.

$$F_{IO2} = \frac{P_{AO2} + P_{ACO2}/R}{(B - 47) - P_{ACO2} - P_{ACO2}/R}$$

## X. 2 .La ventilation alvéolaire

L'équation  $V_T = V_D + V_A$  montre la complémentarité du volume de l'espace mort et du volume alvéolaire .Si l'on multiplie chacun de ces termes par la fréquence ventilatoire  $f$  ; on obtient

$$V_T \cdot f = V_D \cdot f + V_A \cdot f$$

Soit  $\dot{V}_T = \dot{V}_D + \dot{V}_A$

Le débit ventilatoire total est égal à la somme du débit ventilatoire de l'espace mort et du débit ventilatoire alvéolaire. Ce dernier dépend donc étroitement de  $\dot{V}_D$  :

A débit ventilatoire égal, si celui de l'espace mort augmente, la ventilation alvéolaire diminue, c'est ce qui se passe lorsque la fréquence ventilatoire s'élève comme il est indiqué dans le tableau ci-dessous .Inversement, à débit égal, la diminution de fréquence ventilatoire favorise la ventilation alvéolaire. Il est possible de maintenir une même ventilation lorsque la fréquence ventilatoire varie à condition de modifier aussi la ventilation totale.

$\dot{V}_T$	F	$V_T$	$V_D$	$\dot{V}_D$	$\dot{V}_A = \dot{V}_T - \dot{V}_D$
6000	12	500	150	1800	4200
6000	24	250	150	3600	2400
9600	36	250	150	5400	4200

Influence de la fréquence ventilatoire sur la ventilation alvéolaire.

Les débits sont exprimés en ml/mn ,les volumes en ml et la fréquence ventilatoire en cycles/mn.

### X. 2.1. Les équations de ventilation alvéolaire

Pour un niveau métabolique donné (  $\dot{V}_{O_2}$  et  $\dot{V}_{CO_2}$  ) il existe une relation quantitative entre  $\dot{V}_A$  et  $P_{AO_2}$  et  $P_{ACO_2}$  ; définie par équations de ventilation alvéolaire.

$$\dot{V}_A = \frac{863 \dot{V}_{O_2} [1 - F_{IO_2(l-R)}]}{P_{IO_2} - P_{AO_2}}$$

$$\dot{V}_A = \frac{863 \cdot \dot{V}_{CO_2}}{P_{ACO_2}}$$

$\dot{V}_A$  s'exprime en litres BTPS/mn, et  $\dot{V}_{O_2}$  et  $\dot{V}_{CO_2}$  en litres STPD/mn  $P_{IO_2}$ ,  $P_{AO_2}$ ,  $P_{ACO_2}$  en mmHg .La constante 863 provient de l'usage de ces différentes unités et des conditions physiologique. ( $= 76 \cdot \frac{36}{273}$ )

## X. 3. Le rapport ventilation-perfusion

### X. 3.1. Influence du rapport ( $\dot{V}_A / \dot{Q}$ ) sur qualité du gaz alvéolaire

La relation de FICK peut s'écrire de la façon suivante :

$$\dot{V}_{O_2} = \dot{Q} [C_{aO_2} - C_{\bar{v}O_2}]$$

$$\dot{V}_{CO_2} = \dot{Q} [C_{\bar{v}CO_2} - C_{aCO_2}]$$

Où  $\dot{Q}$  est le débit cardiaque,  $C_{aO_2} - C_{\bar{v}O_2} - C_{aCO_2}$  les différences artérioveineuses des concentrations en  $O_2$  et  $CO_2$ .

Les équations de ventilation alvéolaire peuvent également être exprimées en fonction de  $P_{O_2} - P_{CO_2}$  alvéolaires.

$$P_{AO_2} = P_{IO_2} - 863 \frac{\dot{V}_{O_2}}{\dot{V}_A} [1 - F_{IO_2}(1 - R)]$$

$$P_{AO_2} = 863 \frac{\dot{V}_{CO_2}}{\dot{V}_A}$$

Soit

$$P_{AO_2} = P_{IO_2} - 863 \frac{\dot{Q}}{\dot{V}_A} (C_{aO_2} - C_{\bar{v}O_2}) [1 - F_{IO_2}(1 - R)]$$

$$P_{AO_2} = P_{IO_2} - 863 \frac{\dot{Q}}{\dot{V}_A} (C_{\bar{v}O_2} - C_{\bar{v}O_2})$$

D'où le rapport ventilation –perfusion.

$$\frac{\dot{V}_A}{\dot{Q}} = \frac{863 (C_{\bar{v}O_2} - C_{aCO_2})}{P_{ACO_2}}$$

Il apparaît ainsi que pour une même différence artério-veineuse des contenus gazeux ( $F_{IO_2}$  étant constant également) si  $\dot{V}_A/\dot{Q}$  augmente, soit que  $\dot{V}_A$  augmenté ou que  $\dot{Q}$  diminue relativement  $P_{ACO_2}$  diminue et  $P_{AO_2}$  s'élève. Si  $\dot{V}_A/\dot{Q}$  diminue, la variation de  $P_{AO_2}$  et  $P_{ACO_2}$  est inverse [1].

## Conclusion

Dans ce chapitre on a présenté des notions générales sur le fonctionnement physiologique et physiopathologique de l'appareil respiratoire, l'activité des alvéoles.

De nos jours le fonctionnement des respirateurs artificiels sont assurés par de multiples modèles que nous présentons dans le prochain chapitre.



<b>INTRODUCTION</b>	<b>3</b>
<b>I. Présentation sommaire de la fonction respiratoire</b>	<b>3</b>
<b>II. Caractères généraux de la ventilation pulmonaire</b>	<b>4</b>
II. 1. Les volumes pulmonaires	4
II. 1.1. Les volumes mobilisables	4
II. 1.2. Le volume résiduel	6
II. 2. Les capacités pulmonaires	8
II. 3. Les débits ventilatoires	8
II. 3.1. Le débit instantané	8
II. 3.2. Le débit ventilatoire moyen	9
II. 4. Les pressions	11
<b>III. L'élasticité du thorax</b>	<b>13</b>
III. 1. Elasticité du poumon	16
III. 1.1. Origine des propriétés élastiques pulmonaires	17
III. 2. L'élasticité de la paroi thoracique	18
<b>IV. Les résistances opposées à l'écoulement de l'air</b>	<b>19</b>
IV. 1. La mesure des résistances respiratoires	22
IV. 2. La mesure des résistances pulmonaires totales	23
IV. 3. La mesure séparée de la résistance des voies aériennes et des tissus	24
IV. 4. Les facteurs de la résistance dans les voies aériennes	25
<b>V. Le travail ventilatoire</b>	<b>26</b>
<b>VI. Distribution de l'air inspiré</b>	<b>27</b>
VI. 1. Origine de la répartition non homogène de l'air inspiré	27
<b>VII. Les échanges gazeux pulmonaires</b>	<b>30</b>
VII. 1. Mesure des échanges gazeux	30
VII. 1.1. Le spirographe de Benedict	30
VII. 1.2. Méthode en circuit ouvert	31
<b>VIII. Valeur des échanges gazeux pulmonaires</b>	<b>32</b>
VIII. 1. Quotient respiratoire	32
VIII. 2. L'équivalente respiratoire	33
<b>IX. Le mécanisme des échanges gazeux "la diffusion pulmonaire"</b>	<b>33</b>
IX. 1. La diffusion de l'O <sub>2</sub>	33
IX. 2. La diffusion de l'CO <sub>2</sub>	34
IX. 3. La capacité de diffusion pulmonaire	34
IX. 4. Signification de la capacité de diffusion	35
IX. 5. Mesure de la capacité de diffusion pour l'O <sub>2</sub>	36
IX. 6. Valeur de la capacité de diffusion	36
IX. 7. La différence alvéolo-artérielle de l'O <sub>2</sub>	36
<b>X. La ventilation alvéolaire</b>	<b>38</b>
X. 1.1. L'espace mort physiologique	40
X. 1.2. Le gaz alvéolaire	41
X. 1.2.1- Le gaz alvéolaire moyen	41
X. 1.2.2- Les variations du gaz alvéolaire	41
X. 2. La ventilation alvéolaire	43
X. 2.1. Les équations de ventilation alvéolaire	43

---

X.	3. Le rapport ventilation-perfusion .....	43
X.	3.1. Influence du rapport ( $V_A / Q'$ ) sur qualité du gaz alvéolaire .....	43
<b>CONCLUSION</b> .....		<b>44</b>

## Introduction

De nos jours, la ventilation artificielle reste une technique primordiale, qui permet d'amener à l'organisme l'oxygène dont il a besoin et d'en évacuer le gaz carbonique. Cependant, une brève présentation sur les différents modes ventilatoires est nécessaire ; qui sont détaillés dans ce chapitre.

### I. La ventilation spontanée (VS)

- Lors de la ventilation spontanée (VS), la pression intra-pulmonaire est successivement négative lors de l'inspiration, puis positive lors de l'expiration.
- Lors de la ventilation artificielle, cette pression reste indifféremment positive que l'on soit en phase inspiratoire ou expiratoire : la pression moyenne est donc plus importante.

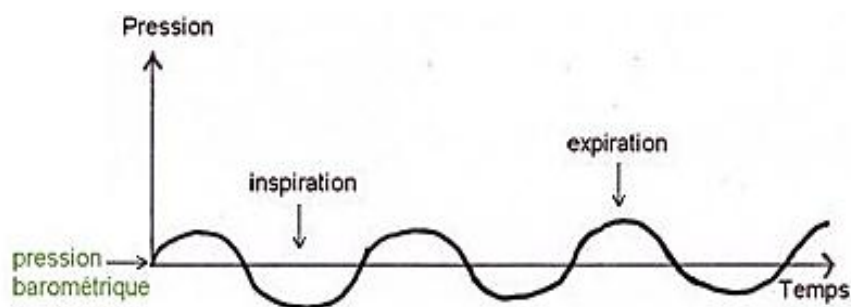


Fig. II.1 : La ventilation spontanée

#### I.1. La ventilation spontanée à pression positive (VS-PEP ou CPAP)

- La ventilation spontanée en pression positive (VS-PEP ou CPAP) est l'association d'une ventilation spontanée (VS) et d'une pression expiratoire positive continue (PEP).
- Puisque le patient contrôle complètement sa ventilation, on ne peut pas contrôler la fréquence, la durée du temps inspiratoire, ni les volumes courants. Il faut donc les surveiller.

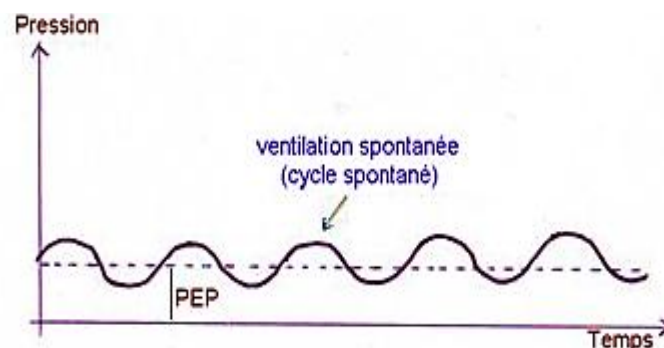
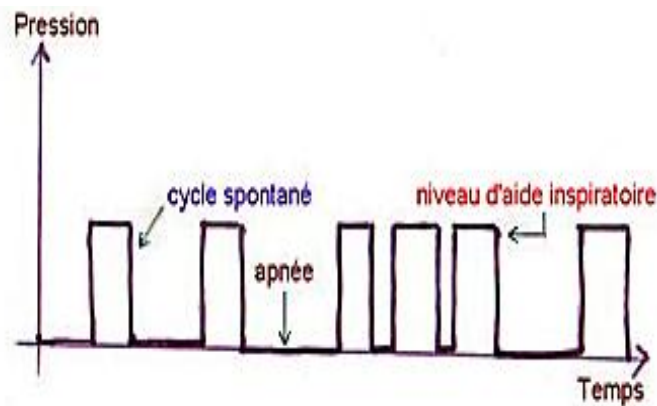


Fig. II.2 : La ventilation spontanée à pression positive.

#### I.2. La ventilation spontanée à aide inspiratoire (VS-AI)

- La ventilation spontanée à aide inspiratoire (VS-AI) est l'association d'une ventilation spontanée (VS) et d'une aide inspiratoire (AI). Il s'agit d'une assistance en pression à la ventilation spontanée du patient. Lorsque le respirateur reconnaît que le patient est en train de débuter un effort inspiratoire, un cycle respiratoire est enclenché par la machine.

- La reconnaissance d'un effort inspiratoire du patient par un trigger déclenche l'insufflation d'une pression prééglée qui s'arrête à la fin de l'effort.
- Puisque le patient contrôle complètement sa ventilation, on ne peut pas contrôler la fréquence, la durée du temps inspiratoire, ni les volumes courants. Il faut donc les surveiller.

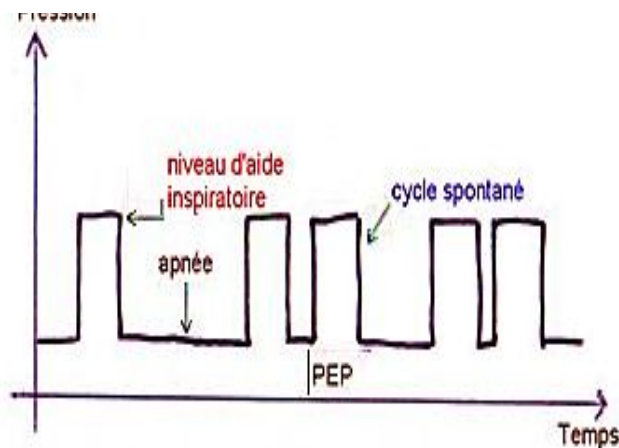


*Fig. II.3: La ventilation spontanée à aide inspiratoire.*

### **I. 3 .La ventilation spontanée à aide inspiratoire et à pression (VS-AI-PEP)**

La ventilation spontanée à aide inspiratoire et pression positive (VS-AI-PEP) est l'association d'une ventilation spontanée (VS), d'une *aide inspiratoire* (AI) et d'une *pression expiratoire positive* (PEP).

Il s'agit d'une ventilation spontanée à aide inspiratoire (VS-AI) associé à une pression positive expiratoire (PEP).



*Fig. II.4: La ventilation spontanée à aide inspiratoire et à pression positive.*

## **II. Le volume contrôlé VC**

La ventilation en volume contrôlé (VC) est l'insufflation d'un *volume courant* prééglé à une fréquence imposée, jusqu'à atteinte du volume fixé.

- Aucune participation du patient : le respirateur effectue l'intégralité du travail respiratoire sans tenir compte de l'activité respiratoire du patient :
- Les pressions provoquées par le volume courant peuvent varier, elles ne peuvent pas être contrôlées il faut donc les surveiller.

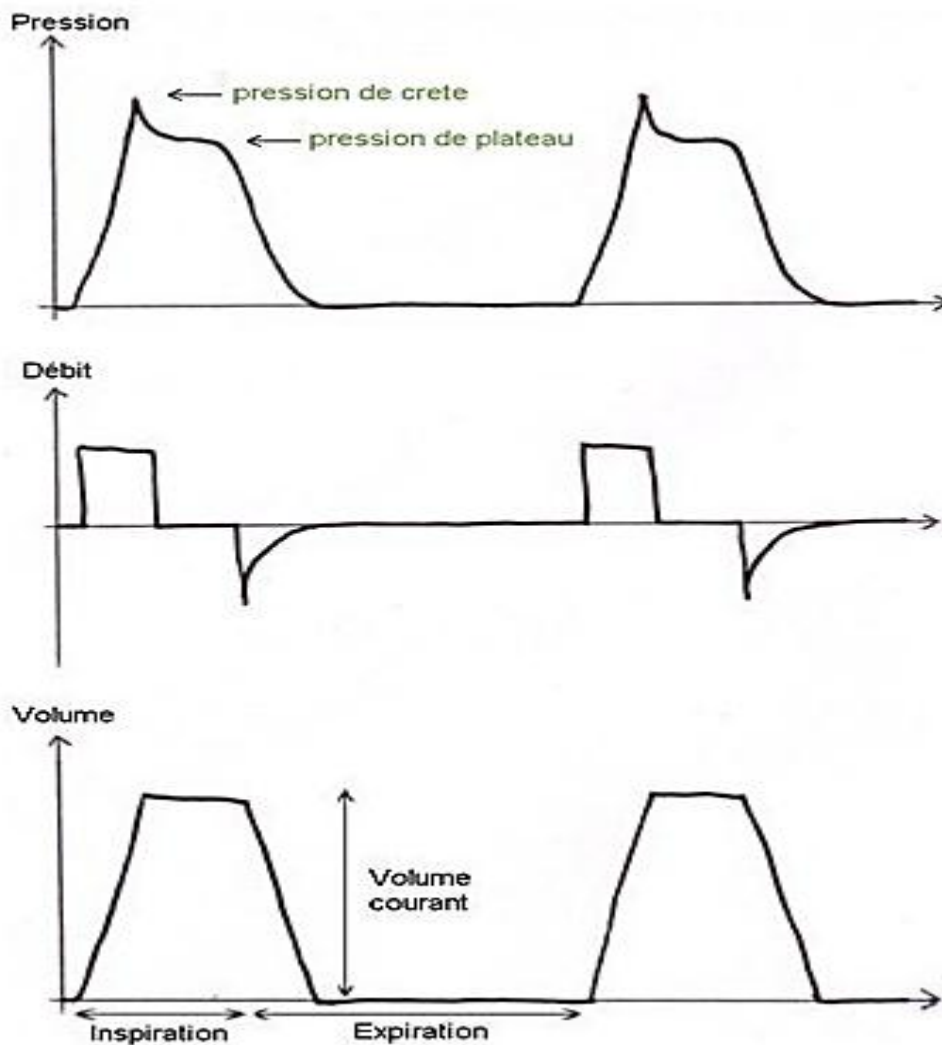


Fig. II.5: présentation de la pression ; débit et le volume contrôlé.

### III. Le volume assisté contrôlé (VAC)

La ventilation en volume assisté contrôlé (VAC) est l'insufflation d'un *volume courant* préréglé à une fréquence imposée (VC), avec la possibilité pour le patient de déclencher des cycles respiratoires de volumes identiques à l'aide d'un *trigger* : il peut augmenter la fréquence mais le volume insufflé est imposé.

En cas d'arrêt respiratoire ou d'un effort inspiratoire insuffisant, le respirateur initie des cycles contrôlés pour assurer une ventilation minimale. Les cycles respiratoires délivrés par le respirateur lors de l'effort inspiratoire du patient ont les mêmes propriétés (volume ou pression,  $FiO_2$ , I/E) que les cycles contrôlés.

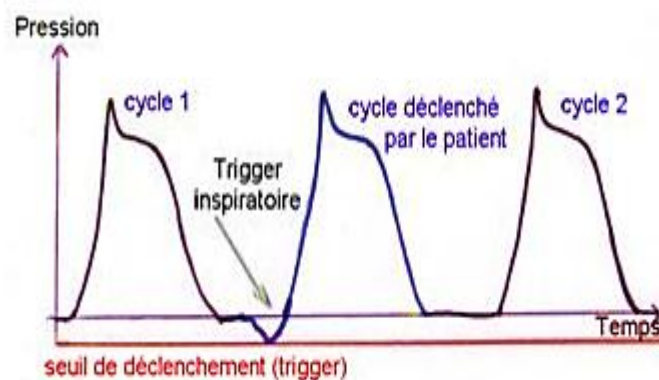
- Participation partielle du patient : la fréquence peut augmenter en fonction des appels inspiratoire du patient.
- Les pressions provoquées par le volume courant peuvent varier, elles ne peuvent pas être contrôlées il faut donc les surveiller.

### III. 1. Le volume assisté contrôlé intermittent (VACI)

La ventilation en volume assisté contrôlé intermittente (VACI) est l'insufflation d'un volume courant pré réglée à une fréquence imposée (VC), avec la possibilité pour le patient d'intercaler des cycles spontanés (VS) entre les cycles imposés du respirateur. Le respirateur va synchroniser ses cycles mécaniques à la ventilation spontanée du patient.

En cas d'arrêt respiratoire ou d'un effort inspiratoire insuffisant, le respirateur initie des cycles contrôlés pour assurer une ventilation minimale.

- Participation partielle du patient : le patient pourra prendre autant de cycles spontanés qu'il aura d'appels inspiratoires. La fréquence peut augmenter en fonction des appels inspiratoire du patient.
- Les pressions provoquées par le volume courant peuvent varier, elles ne peuvent pas être contrôlées il faut donc les surveiller.



**Fig. II.6:** le volume assisté contrôlé intermittent.

### III. 2. Le volume assisté contrôlé intermittent à aide inspiratoire (VACI-AI)

La ventilation en volume assisté contrôlé intermittente à aide inspiratoire (VACI) est l'insufflation d'un *volume courant* pré réglé à une fréquence imposée (VC), avec la possibilité pour le patient d'intercaler des cycles spontanés (VS) assistés par une pression d'*aide inspiratoire* (AI) entre les cycles imposés du respirateur. Le respirateur va synchroniser ses cycles mécaniques à la ventilation spontanée du patient.

En cas d'arrêt respiratoire ou d'un effort inspiratoire insuffisant, le respirateur initie des cycles contrôlés pour assurer une ventilation minimale.

- Participation partielle du patient : le patient pourra prendre autant de cycles spontanés qu'il aura d'appels inspiratoires. La fréquence peut augmenter en fonction des appels inspiratoire du patient.
- Les pressions provoquées par le volume courant peuvent varier, elles ne peuvent pas être contrôlées il faut donc les surveiller.

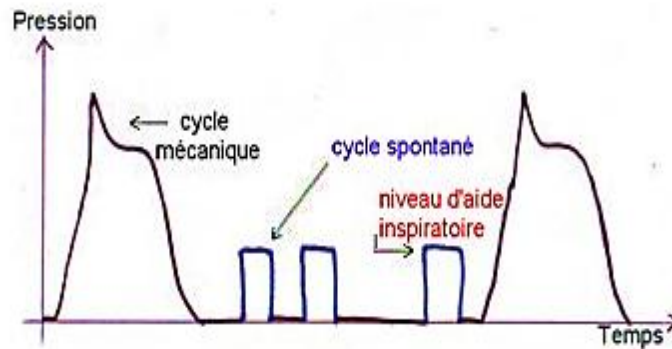


Fig. II.7: le volume assisté contrôlé intermittent à aide inspiratoire.

#### IV. Le volume contrôlé à régulation de pression (VCRP)

La ventilation contrôlée à régulation de pression (VCRP) est l'insufflation d'un *volume courant* pré-réglé, jusqu'à atteinte du volume fixé et à une fréquence imposée, avec une régulation du respirateur qui va adapter sa façon de délivrer les volumes afin que ceux-ci engendrent le moins de pression possible au niveau du poumon. Ce mode évite ainsi le barotraumatisme.

#### V. La pression contrôlée (PC)

La ventilation en pression contrôlée (PC) est l'insufflation à une fréquence donnée, d'une *pression* pré-réglé jusqu'à l'atteinte de la pression fixée, avec maintien du niveau de pression jusqu'à la fin de l'insufflation.

- Aucune participation du patient : le respirateur effectue l'intégralité du travail respiratoire sans tenir compte de l'activité respiratoire du patient.
- Le volume créé par la différence de pression peut varier, elle ne peut pas être contrôlée, il faut donc la surveiller.

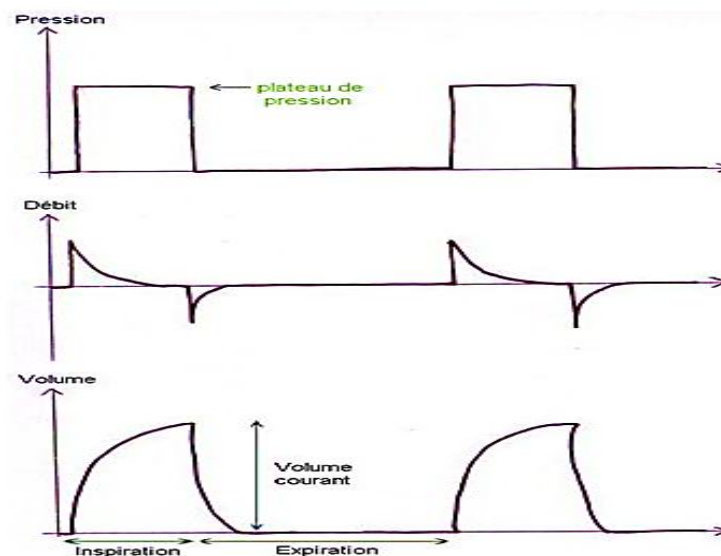


Fig. II.8: présentation de débit, pression volume contrôlé.

#### VI. La pression assistée contrôlée (PAC)



La ventilation en pression assistée contrôlée (PAC) est l'insufflation d'une pression régulée en fonction d'un volume souhaité et calculer par le respirateur (VC), avec la possibilité pour le patient de déclencher des cycles respiratoires identiques à durée limitée par le respirateur.

- Participation partielle du patient : la fréquence peut augmenter en fonction des appels inspiratoire du patient.
- Le volume crée par la différence de pression peut varier, elle ne peut pas être contrôlé, il faut donc la surveiller.

### VI. 1. La pression assistée contrôlée intermittente (PACI)

La ventilation en pression assisté contrôlé intermittent (PACI) est l'insufflation d'une *pression* à une fréquence qui sont eux deux prédéterminées (PC) et synchronisées sur les inspirations du patient. Le patient à la possibilité d'intercaler des cycles spontanés (VS) entre les cycles imposés du ventilateur.

- Participation partielle du patient : le patient pourra prendre autant de cycles spontanés qu'il aura d'appels inspiratoires. La fréquence peut augmenter en fonction des appels inspiratoire du patient.
- Le volume crée par la différence de pression peut varier, elle ne peut pas être contrôlé, il faut donc la surveiller.

### VII. La ventilation en pression positive bi phasique (BIPAP)

La ventilation en pression positive bi phasique (BIPAP : Bilevel Positive Airway Pressure) est l'association d'une ventilation spontanée (VS) et d'une *pression expiratoire positive* (PEP) avec variation de la pression positive : la pression est alternée, elle est à deux niveaux de pression : bi phasique.

- Le patient a la possibilité de ventiler spontanément, y compris pendant la durée du cycle machine.
- En l'absence d'une ventilation spontanée du patient, les réglages du respirateur correspondent à une ventilation en pression contrôlée classique.

La variation de pression et les cycles spontanés s'il y en a (efforts inspiratoires et débuts d'expirations) sont synchronisés grâce à des triggers inspiratoires et expiratoires

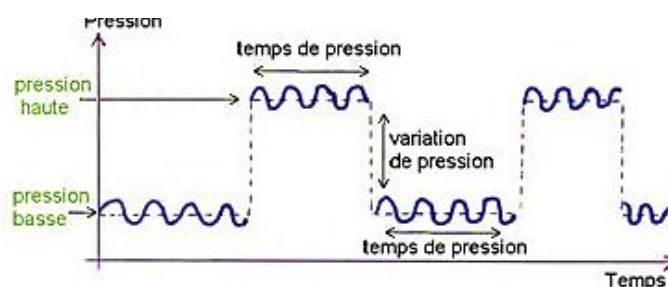


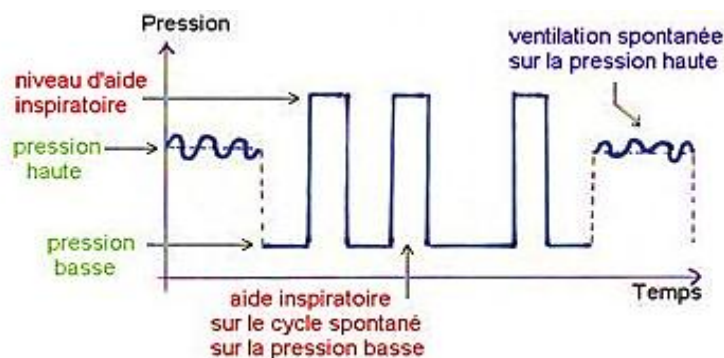
Fig. II.9: la ventilation en pression positive bi phasique.

### VII. 1. La ventilation en pression positive bi phasique assistée en pression (BIPAP-VACI ou BIPAP-AI)

La ventilation en pression positive bi phasique assistée en pression (BIPAP-VACI ou BIPAP-AI) est l'association d'une ventilation spontanée (VS) assistée en pression à l'aide d'une *aide inspiratoire* (AI) et d'une pression expiratoire positive (PEP) avec variation de la pression positive : la pression est alternée, elle est à deux niveaux de pression : bi phasique.

- Le patient a la possibilité de ventiler spontanément, y compris pendant la durée du cycle machine.
- En l'absence d'une ventilation spontanée du patient, les réglages du respirateur correspondent à une ventilation en pression contrôlée classique.

La variation de pression et les cycles spontanés s'il y en a (efforts inspiratoires et débuts d'expirations) sont synchronisés grâce à des triggers inspiratoires et expiratoires [2].



*Fig. II.10: la ventilation en pression positive bi phasique assistée en pression.*

### Conclusion

Dans ce chapitre on a présenté des notions générales sur les modes de ventilations qu'il faut les contrôler pendant le déroulement de la respiration artificielle.

**CHAPITRE2 : LA VENTILATION ARTIFICIELLE**

**INTRODUCTION ----- 46**

**I. La ventilation spontanée (VS)----- 46**

    I. 1. La ventilation spontanée à pression positive (VS-PEP ou CPAP)----- 46

    I. 2. La ventilation spontanée à aide inspiratoire (VS-AI)----- 46

    I. 3. La ventilation spontanée à aide inspiratoire et à pression (VS-AI-PEP)----- 47

**II. Le volume contrôlé VC ----- 47**

**III. Le volume assisté contrôlé (VAC) ----- 48**

    III. 1. Le volume assisté contrôlé intermittent (VACI)----- 49

    III. 2. Le volume assisté contrôlé intermittent à aide inspiratoire (VACI-AI)----- 49

**IV. Le volume contrôlé à régulation de pression (VCRP) ----- 50**

**V. La pression contrôlée (PC) ----- 50**

**VI. La pression assistée contrôlée ( PAC) ----- 50**

    VI. 1. La pression assistée contrôlée intermittente (PACI)----- 51

**VII. La ventilation en pression positive bi phasique (BIPAP) ----- 51**

**CONCLUSION ----- 52**

**Fig. II .1 : La ventilation spontanée.....46**

**Fig. II .2 : La ventilation spontanée à pression positive .....46**

**Fig. II .3: La ventilation spontanée à aide inspiratoire. ....47**

**Fig. II .4: La ventilation spontanée à aide inspiratoire et à pression positive. ....47**

**Fig. II .5: présentation de la pression ; débit et le volume contrôlé. ....48**

**Fig. II .6: le volume assisté contrôlé intermittent.....49**

**Fig. II .7: le volume assisté contrôlé intermittent à aide inspiratoire.....50**

**Fig. II .8: présentation de débit, pression volume contrôlé.....50**

**Fig. II .9: la ventilation en pression positive bi phasique. ....51**

**Fig. II .10: la ventilation en pression positive bi phasique assisté en pression. ....52**

## Introduction

Le but ici n'est pas de faire une étude détaillée de tous les modèles existants sur le marché. Nous allons plutôt les présenter tous, selon un schéma commun. Celui des organes de base que comportent tous les respirateurs existants.

Les principes des fonctionnements de ces organes diffèrent bien entendu d'un respirateur à l'autre et c'est ce qui détermine les principales caractéristiques des différents types de respirateurs.

Nous procéderons ensuite à une classification des respirateurs selon leurs dénominateurs communs ceci nous amènera à faire les conclusions nécessaires.

## I. Les différents organes constituant un respirateur artificiel

### I.1 .Présentation générale

Les appareils de ventilation automatique des poumons, quels qu'en soient les principales, les performances, peuvent être décrits selon un schéma commun. On peut considérer qu'un respirateur comporte quatre éléments de base (fig .III1).

Un générateur de gaz, un circuit patient composé d'une branche d'insufflation amenant les gaz frais au poumon et une branche expiratoire évacuant les gaz expirés, une vanne expiratoire ne s'ouvrant que pendant le temps expiratoire, et enfin un système de commande maître d'œuvre du respirateur qui contrôle le générateur de gaz et la vanne expiratoire.

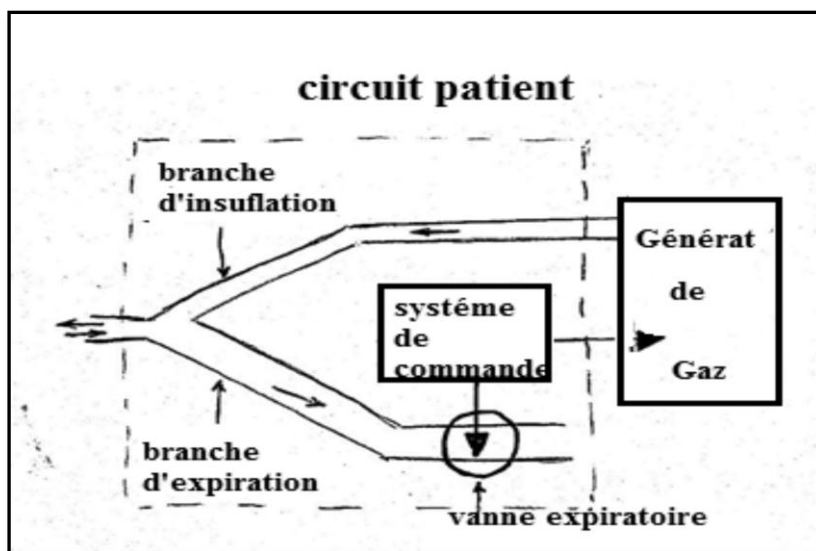


Fig. III. 1:présentation schématique de circuit patient.

Le circuit patient et la vanne expiratoire ont peu d'influence sur les performances du respirateur ; celles-ci dépendent de l'association entre le générateur de gaz et le système de commande.

### I. 2 .Le circuit patient et la vanne de fermeture expiratoire (figIII. 2)

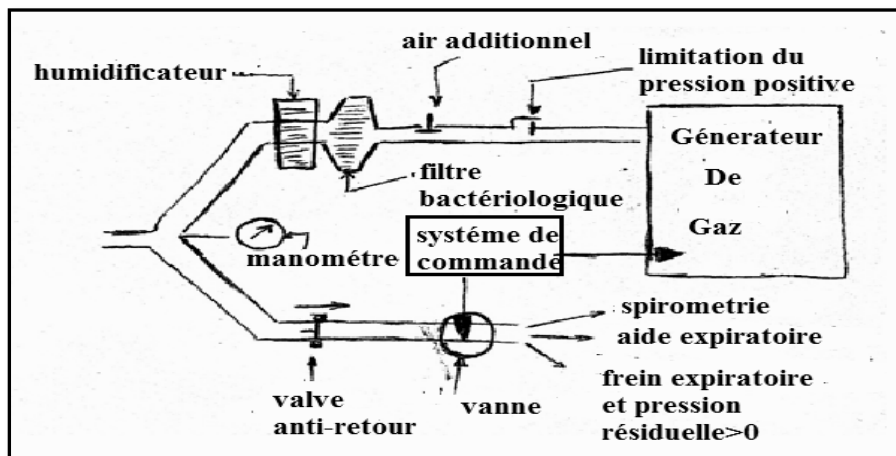


Fig. III. 2: le circuit patient en ajoutant la vanne expiratoire.

#### I. 2.1. La branche d'insufflation

Elle comporte un certain nombre d'éléments qui modifient la qualité des gaz issus du générateur, soit :

- ❖ Un système de limitation de pression d'insufflation, habituellement une soupape de sécurité ou un manostat, pouvant éventuellement agir sur le générateur de gaz en l'arrêtant.
- ❖ Une admission d'air extérieur ou air additionnel permet au patient de compléter sa ration de gaz ou de ventiler spontanément en cas d'arrêt du respirateur.
- ❖ Un humidificateur évite que les gaz secs ne dessèchent l'arbre trachéobronchique ; ce générateur est indispensable en cas de ventilation automatique prolongée.
- ❖ Eventuellement un filtre bactériologique retenant les particules et germes, d'un diamètre supérieur à  $0.3 \mu\text{m}$ .
- ❖ Un manomètre permet de visualiser les pressions régnant dans le circuit patient ; ce manomètre peut être situé dans la branche expiratoire avant les autres éléments.

#### I. 2.2. La branche expiratoire

La branche expiratoire ou collecteur de gaz expirés est toujours interrompue par la vanne fermant le circuit expiratoire pendant l'insufflation. Elle comporte en outre :

- ❖ Une vanne anti retour empêchant le rebreathing ou ré inspiration des gaz se trouvant dans la branche expiratoire.
- ❖ Un système d'aide expiratoire avec ses réglages.
- ❖ Un système de frein expiratoire et de pression résiduelle positive (PPR ou PEEP).
- ❖ Un appareil pour mesurer la qualité des gaz expirés (spiromètre).

Il existe des respirateurs dont la branche expiratoire est très courte ; dans ce cas ,le système d'air additionnel et la valve anti retour sont inutiles .En cas de panne ,la vanne expiratoire doit, légalement ,être construite de telle sorte que le patient puisse inspirer par son intermédiaire.

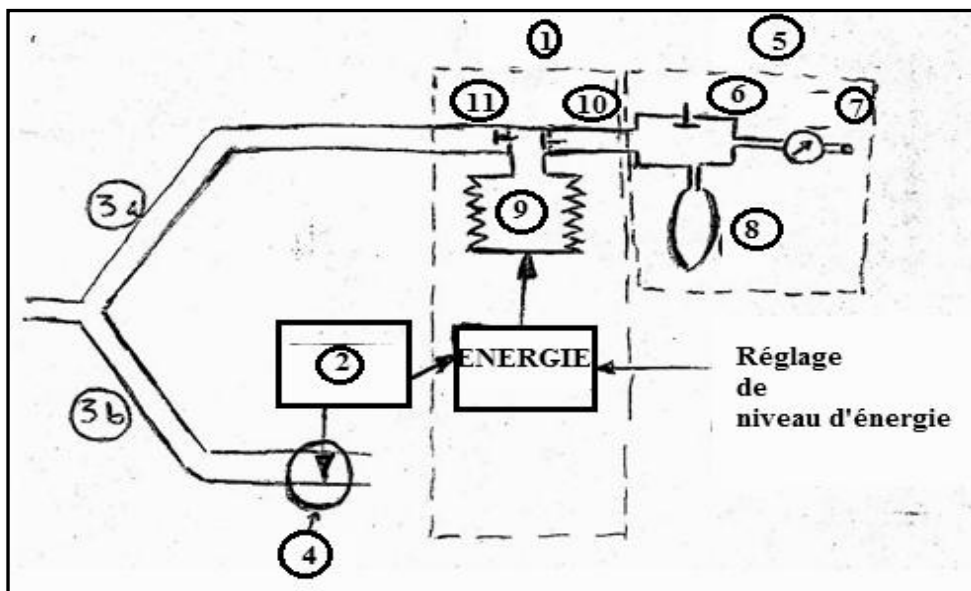
Les tuyaux reliant le respirateur au patient ainsi que la vanne expiratoire, ne permettent pas de caractériser le respirateur .Certains constructeurs proposent des tuyaux à usage unique, utilisables sur des appareils de caractéristiques différentes.

### ***1. 3 .Le générateur de gaz***

Le générateur de gaz constitue la partie du respirateur qui insuffle le mélange gazeux .La composition de ce mélange peut être assez bien définie, il doit pouvoir être enrichi en oxygène et être humidifié convenablement. Le volume de la pression du mélange insufflé sont interdépendants .Elles sont délivrés selon des modalités plus ou moins bien définies ,fonction du type d'appareillage .La fréquence et le rythme sont imposés au générateur par le système de commande .Il est souvent difficile de séparer toutes ces modalités car la fonctionnement du générateur dépend aussi des qualités physiopathologiques du patient (Résistance et compliance) ,et surtout de la puissance disponible.si celle –ci est faible les caractéristiques de la ventilation sont mal définie par la machine qui ne contrôle plus à proprement parler la ventilation artificielle.

#### **1. 3.1.Générateurs du gaz insufflant mécaniquement de l'air ambiant ou un gaz normo bure**

(Ou générateurs imprimant mécaniquement le mouvement du gaz insufflé) (fig .III 3)



*fig.III 3 : Générateurs de gaz insufflant mécaniquement de l'air ambiant ou un gaz normo bure en utilisant une source d'énergie ne venant pas du gaz insufflé.*

Ces générateurs de gaz (1) ressemblent aux respirateurs manuels tels les soufflets qui se remplissent d'air lorsque leur volume augmente. Ainsi (9) est un soufflet ou réservoir de gaz se remplissant et se vidant sous action d'énergie commandée par (2) ((2) n'est autre que le système de commande) (10) est une valve unidirectionnelle permettant le remplissage de (9) en air ambiant (11) est aussi une valve unidirectionnelle qui permet la propulsion de l'air dans les poumons du malade à travers la branche d'insufflation (3a) quand le volume de (9) diminue. (5) est l'unité de fourniture de gaz à la pression ambiante. En effet quand le volume de (9) unidirectionnelle (6) permet l'admission d'air extérieur si (8) est vide, (8) étant une réserve de stockage rempli d'O<sub>2</sub> et, éventuellement de N<sub>2</sub>O. (7) est le débitmètre d'alimentation de (8).

### I. 3.1.1- Le réservoir de gaz

Nous avons déjà vu que le réservoir de gaz peut être un soufflet (MMS104-fig 4a). Mais cela peut être aussi un cylindre dans lequel un piston se meut (SF4-fig4b) ou un ballon (Engström-fig. 4c) ou alors un cylindre dans lequel il y a une membrane, souple (spiromat-fig 4d).

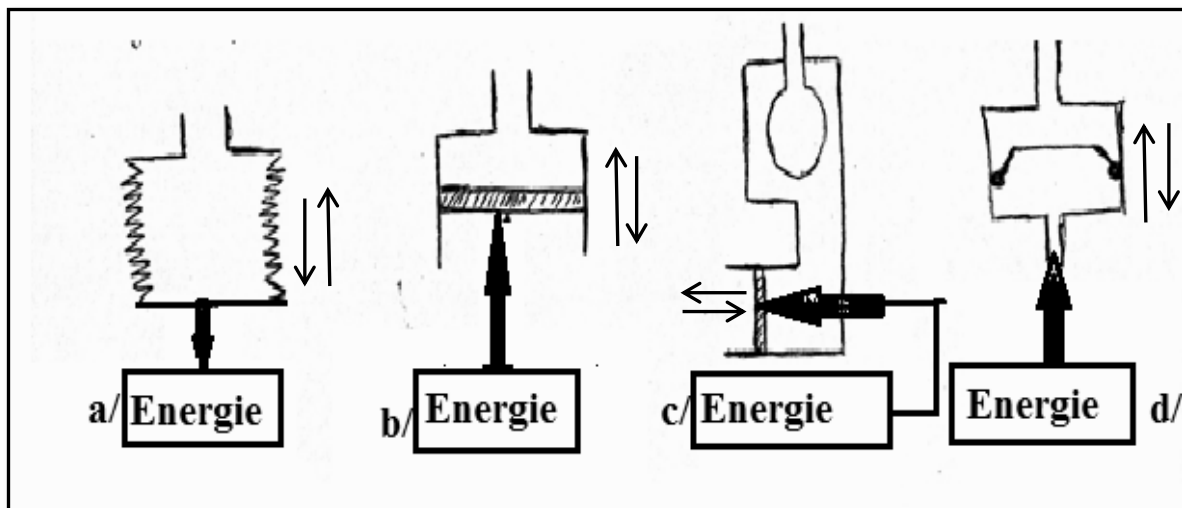


fig.III.4 : Différents types de réservoirs.

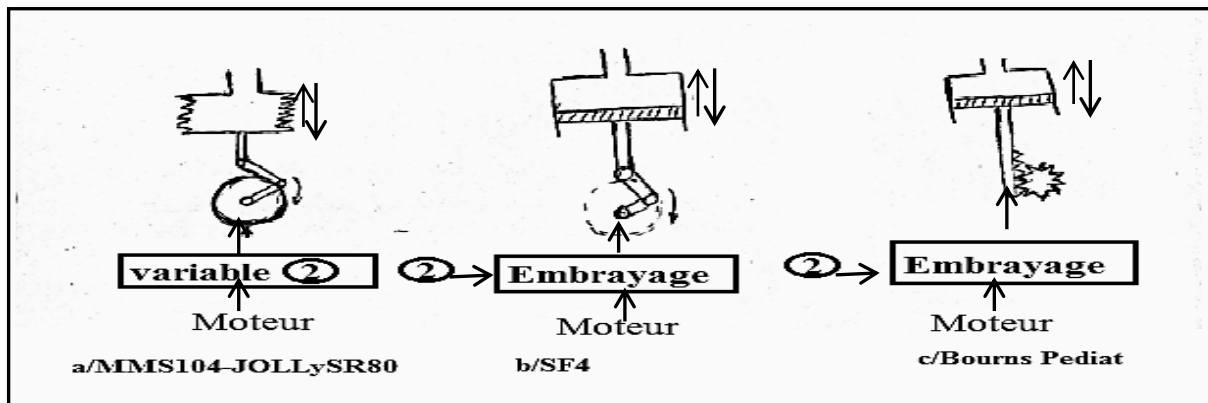
### I. 3.1.2- Modes d'application de l'énergie sur le réservoir

#### A/Transmission mécanique entre un moteur électrique et le réservoir

a) Certains respirateurs ont un soufflet relié en permanence au moteur, par l'intermédiaire d'un changement de vitesse ou variateur; un vilebrequin transforme le mouvement circulaire en mouvement alternatif. Le soufflet est perpétuellement en mouvement et toute l'énergie du moteur est appliquée au soufflet. La fonction « système commande » est réalisée par le variateur (MMS 104 ; jolly SR 40-fig 5a)



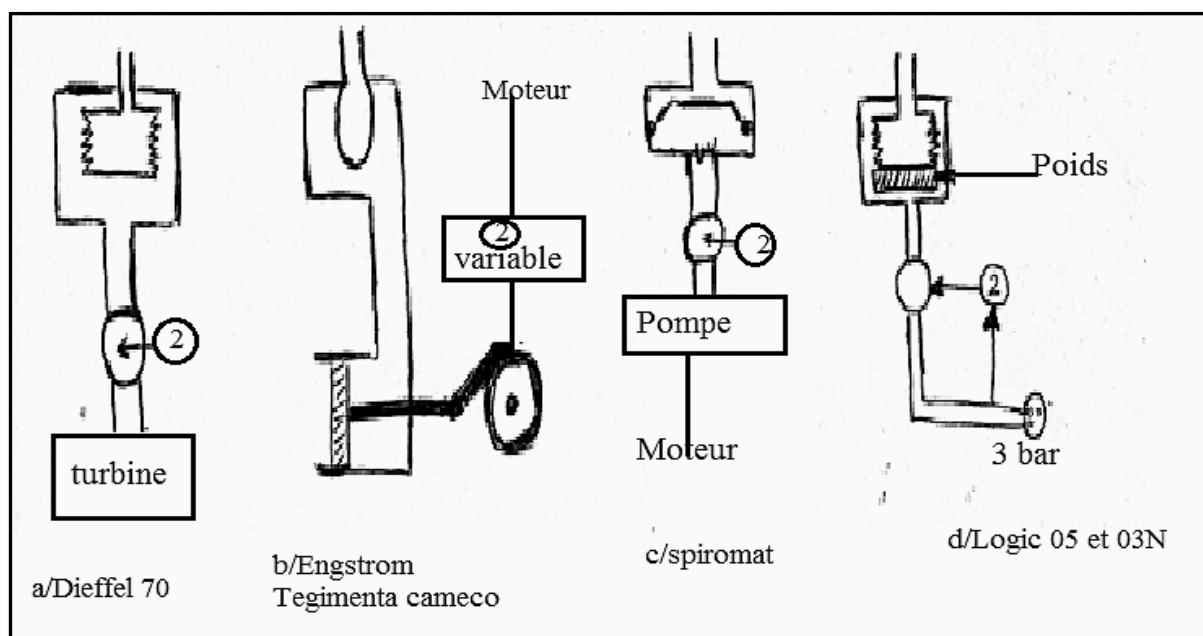
b) D'autres respirateurs ont un piston réuni par intermittence au moteur par l'intermédiaire d'un emballage contrôlé par le système de commande (SF4-RCF4-fig 5b). Le réglage de la vitesse du moteur permet de régler la vitesse de piston.



*Fig. III 5 : Transmission mécanique de l'énergie d'un moteur électrique.*

B/Transmission pneumatique de l'énergie entre un moteur électrique et le réservoir de gaz

L'action d'un gaz comprimé sur le réservoir de gaz (soufflet-fig 6a) ballon dans une enceinte close (fig 6b), chambre fermée par une membrane souple (fig 6c) propulse le gaz contenu dans le réservoir vers la branche d'insufflation du respirateur, le remplissage du réservoir se fait par dépression ou action mécanique directe (pesanteur Logi D5-fig 6d).



*Fig. III 6 : Transmission pneumatique de l'énergie d'un moteur électrique.*

**1. 3.1.3- Origine du gaz comprimé**

a. Dans le cas de l'Engström (fig 6b) et des appareils similaires un piston est mu dans un cylindre et produit alternativement pression positive et négative ;des fuites réglable permettent de doser l'énergie appliqué au ballon réservoir .Le piston est relié en permanence au moteur qui tourne à vitesse constante par intermédiaire du variateur joue

- le rôle du système de commande (2) .Un vilebrequin transforme le mouvement circulaire du moteur en mouvement alternatif .Cette transmission pneumatique s'effectue dans un système dans la compliance amortie les variations de pression.
- b. Dans le cas du spiromat (fig 6c) ,Dieffel 70 (fig 6a) ,l'énergie pneumatique est produite de manière continue par une pompe rotative ou une turbine ,le système de commande (2) libère l'énergie pneumatique les temps nécessaires à l'insufflation et une fuite réglable permet de doser l'énergie appliquée au réservoir.
- c. Dans le cas du Logic 05-03N (fig 6d) l'énergie pneumatique provient d'une source extérieure de gaz comprimé, à 3 bars, et le système de commande (2) règle la fréquence et le niveau d'énergie appliquée.

### ***I. 3.1.4- Origine du gaz remplissant le réservoir (fig .III.3)***

Une unité de fourniture de gaz à la pression ambiante (5) est réunie à la valve d'admission du générateur (10). Elle comporte des débitmètres (7) d'oxygène, de protoxyde d'azote, d'air ou de gaz carbonique qui remplissent un ballon de stockage(8)

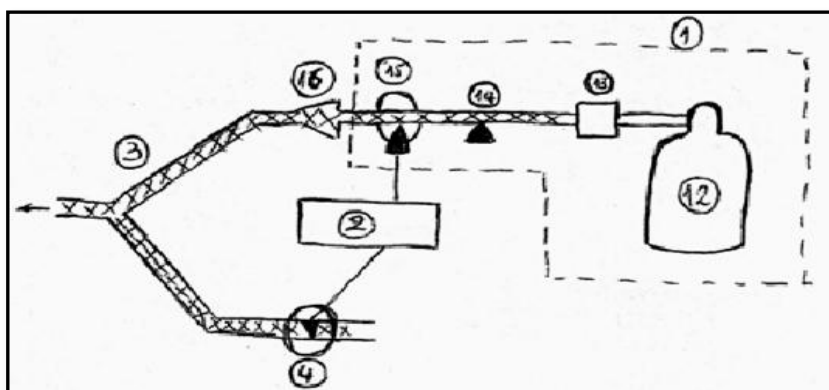
Le générateur aspire d'abord le gaz contenu dans le réservoir de stockage puis quand celui-ci est vide il aspire l'air extérieur par l'intermédiaire d'une valve d'admission (6).

Les autres respirateurs ont un système comportant un dosage de l'air admis, ce système sera revu en détail à propos du couplage entre respirateur et malade.

Les générateurs dont le réservoir contient juste le volume de gaz nécessaire à l'insufflation permettent d'utiliser automatiquement le réserve de puissance du respirateur encas de variation de compliance des poumons du patient .Il suffit de régler la source d'énergie au niveau supérieur à celui nécessaire pour vider le réservoir ,ce mode de réglage est peu dangereux car une fois le réservoir vide et quelle que soit l'énergie que l'on libère la pression d'insufflation n'augmente plus .

D'autre part si les variations du volume du soufflet ainsi que la fréquence du respirateur sont définies, la ventilation par minute est stable et peut être prévue.

### **I. 3.2.Générateurs du gaz immédiatement un gaz comprimé (fig .III.7)**



***Fig. III. 7 : Respirateur insufflant immédiatement un gaz comprimé***

L'énergie provient directement du gaz comprimé à insuffler (Celog n, Logic 03, Bird ,Airox R, Monnal S).

(1) est le générateur de gaz, (13) est le détendeur, (14) est le robinet réglant le débit, (15) est la vanne libérant le gaz à l'insufflation, elle est commandée par (2), (16).est une trompe a air ou injecteur.

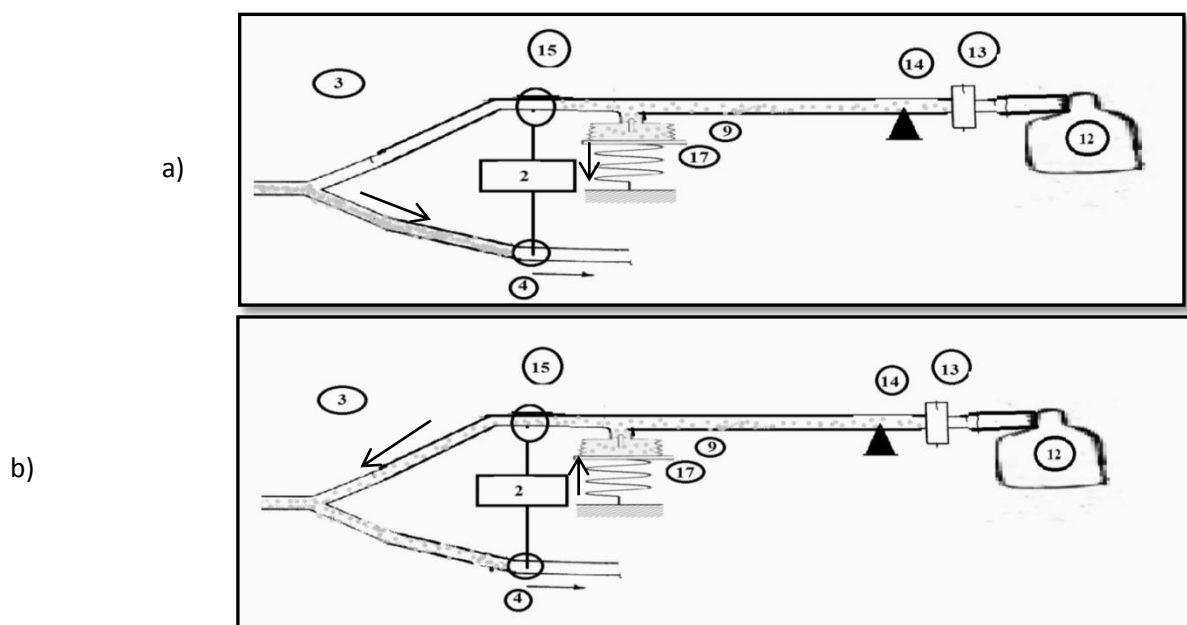
En fait dans ce type de générateur appelé parfois tronçonneur de débit, il n'y a que deux éléments obligatoires entre la source de gaz comprimé (13) et le circuit patient (3).

- ✚ Un robinet à pointeau (14) permettant de laisser passer une quantité plus ou moins importante de gaz vers le patient.
- ✚ Une vanne (15) contrôlée par le système de commande s'ouvre le temps nécessaire à l'insufflation.

Egalement dans ce type de respirateur lorsque le gaz est à pression élevée (3 bars) et stabilisée en pression le générateur délivre un débit de gaz constant pendant l'ouverture de la vanne (Bird Marb 7). Si la vanne s'ouvre pendant un temps déterminé le générateur délivre un volume bien défini et, si la fréquence est régulière, la ventilation est stable et le robinet peut être directement gradué en litres par minute (Celog-Logic 03-Airox R-Monnal S).

Lorsque la source de gaz est stabilisée à une pression peu élevée (30 à 50 milli bars) le débit diminue ou même temps que la pression d'insufflation augmente et par conséquent le volume insufflé est mal défini et la ventilation n'est pas constante même si la fréquence est régulière (Bennet PR1-PR2).

### I. 3.3. Générateurs mixtes insufflant mécaniquement un gaz déjà comprimé



*fig III. 8 : Générateur mixtes insufflant mécaniquement un gaz déjà comprimé.*

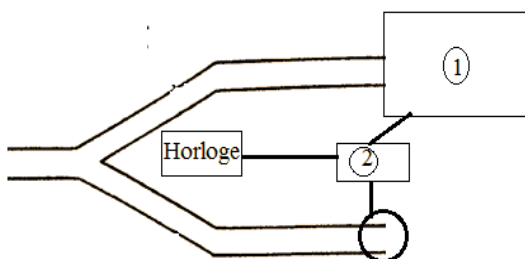
Une partie du gaz insufflé vient directement de la source de gaz comprimé, l'autre partie est propulsée mécaniquement par l'énergie cédée par un système élastique qui vide le soufflet dans le circuit d'insufflation .L'énergie du système élastique provient du gaz comprimé.

Le générateur utilise donc (fig. 8a-b) le gaz comprimé qui passe à travers un robinet doseur (14) et vient remplir le réservoir (9) tendu par un système élastique(17).

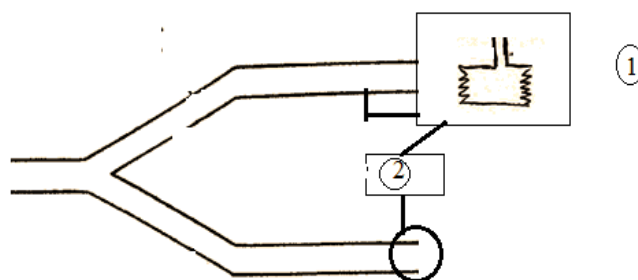
Quand le système de commande (2) ouvre la vanne d'insufflation(15) le système élastique restitue l'énergie accumulée et écrase le réservoir :ce qui propulse mécaniquement la gaz dans le circuit d'insufflation (3) au gaz venant du réservoir s'ajoute celui qui continue de venir directement de la source de gaz comprimé (13).

Le réservoir peut être un soufflet et le système élastique une ressort (Servo ventilateur 900) ou des vernis pneumatiques(RPR).

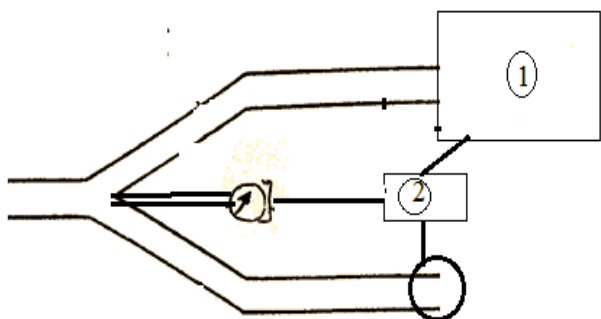
**I. 4 .Le système de commande ou maître d'œuvre du respirateur**



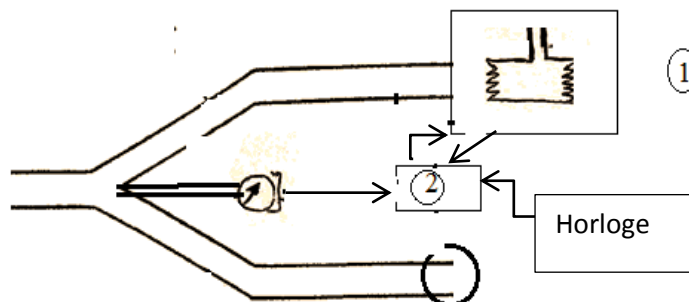
a/système de commande contrôlé par le temps :fréquence fixe  
Celog-Spiromat-SF4



b/système de commande asservis au volume



c/système de commande asservis à la pression BIRD MARK 7  
AIROX VP 2000



d/ systèmes de commande asservis à plusieurs paramètres mixte Pression -Temps-Volume Barnet Mark 3

**Fig. III 9 : les asservissements des systèmes de la commande des respirateurs.**

Le système de commande contrôle le générateur de gaz, la vanne expiratoire : c'est donc le maître d'œuvre du respirateur. C'est aussi lui règle l'alternance, insufflation, l'expiration.

Les informations nécessaires à son fonctionnement peuvent parvenir d'une horloge (Fig 9a), Nous sommes alors en présence d'un respirateur à fréquence fixe, du volume du soufflet (Fig 9b) dans le cas d'un relaxateur de volume, des pressions régnant dans le circuit patient (Fig 9c) dans le cas d'une relaxateur de pression.

Les informations peuvent venir simultanément d'une horloge, du volume du soufflet et des pressions dans le circuit patient : Nous sommes alors en présence d'un respirateur dont le système de commande est mixte.

#### **I. 4.1. Les systèmes de commande à fréquence fixe (TIME CYCLING) (fig 9a)**

❖ Les horloges à systèmes électromécanique

-Logique électronique à transistors (MMS107, Bourns Pediatric, Servo 900).

-Logique pneumatique à cellules logiques fluidiques (AiroxR, Logic)

Un moteur électrique commande directement et mécaniquement l'ouverture des vannes (Bary), il peut commander indirectement des électrovannes par l'intermédiaire d'un programmeur agissant également sur la source d'énergie(SF4).

Lorsque le générateur de gaz comporte un piston ou un soufflet en rapport permanence avec un moteur par l'intermédiaire d'un variateur et d'un vilebrequin, le système de commande n'est pas individualisée et c'est le variateur qui remplit cette fonction (Engström ,MMS 104).

#### **I. 4.2. Les systèmes de commande asservis au volume du soufflet (RELAXATEUR DE VOLUME) ( VOLUME CYCLING) (fig 9b)**

Le maître d'œuvre du respirateur tire ses informations de deux capteurs, l'un indiquant le moment où le soufflet réservoir est vide ce qui fait débiter la phase expiratoire.

Le second capteur indique que le réservoir a atteint le niveau de remplissage désiré, ce qui provoque l'insufflation.

Le plus pur des respirateurs de cette catégorie est le RPR ,qui est un véritable relaxateur de volume .La fréquence de ce type de respirateur n'est pas stable, car le temps d'insufflation dépend des résistances que le poumon oppose à la vidange du soufflet ,sur le quel ou exerce une force constante. Si les résistances pulmonaires augmentent, le temps d'insufflation augmente .

Certains autres respirateurs fonctionnent comme le RPR pendant l'insufflation, citons le M 250 sandoz où le temps expiratoire dépend du débit expiratoire, et le MA1B Bennet possédant une horloge qui fait démarrer périodiquement l'insufflation, le temps expiratoire étant ce qui reste après l'insufflation.

**I. 4.3. Les systèmes de commande asservis aux pressions du circuit patient (RELAXATEUR DE PRESSION)(PRESSURE CYCLING) (fig 9c)**

Dans ce cas, le maître d'œuvre du respirateur est asservi à un capteur de pression en relation avec le circuit patient.

Le fait d'atteindre une pression d'insufflation prédéterminée, entraîne l'arrêt du générateur de gaz

Pour déclencher l'insufflation, il est nécessaire que le patient en inspirant, crée une pression négative.

En fait la plupart des respirateurs munis d'une commande de ce type sont pourvus d'un système de limitation du temps d'apnée (Bird Mark 7-8-Airvox VP 2000).

Cela permet de brancher ces respirateurs sur des patients sans ventilation spontanée ou sur des patients où l'existence d'une pression négative intra thoracique n'est pas souhaitable.

L'inconvénient de cette famille de respirateur tient à la diminution du temps d'insufflation lorsque les résistances pulmonaires augmentent. On assiste alors à une augmentation de fréquence, une diminution du volume courant ,ce qui entraîne une hypoventilation .

Cette hypoventilation entraîne à son tour une hypercapnie génératrice d'hypersécrétion bronchique entraînant une augmentation des résistances pulmonaires ce qui a pour effet de diminuer encore plus le temps d'insufflation dépendant de la compliance du poumon du patient ;on ne peut prévoir la ventilation par minute et seule une spirométrie expiration est possible.

Ce type de système de commande des respirateurs par la pression est généralement couplé avec un générateur de gaz type tronçonneurs de débit, (Bird -Airvox VP 2000)

**I. 4.4. Les systèmes de commande asservis au débit (FLOW CYCLING) (fig 9c)**

Les respirateurs de la famille des Bennett,PR1,PR2,ont un système de commande asservi au débit.

Le générateur utilisé est un tronçonneurs de débit alimenté sous basse pression .Lorsque la pression d'insufflation ,atteint la pression d'alimentation ,le débit devient nul et le système de commande du respirateur fait débiter l'expiration.

Le mode de réglage en pression de ce respirateur le fait souvent classer à tout parmi les relaxateurs de pression.

L'analyse de ce respirateur est rendu plus complexe car une minuterie lui permet de fonctionner également comme respirateur à fréquence fixe et ses deux systèmes de commande peuvent entrer en compétition

Le servo ventilator 900 est considéré comme un respirateur débit métrique à fréquence fixe car il comporte une horloge imposant une fréquence déterminée .Il comporte de plus ,des

capteurs de débits dans les circuits inspiratoire et expiratoire ,qui fournissent des informations au système de commande de respirateur ;ceci lui permet de garder la ventilation constante si ou change la forme de la courbe du débit d'insufflation.

**I. 4.5.Les systèmes de commande contrôlés par plusieurs paramètres (MIXED CYCLING) (fig 9d)**

Un certain nombre de respirateurs ont leur générateur, leur source d'énergie et leur système de commande séparés les uns des autres. Dans ce cas, le système de commande peut être asservi ou contrôlé par n'importe quel paramètre, pression, débit, volume, temps, pourvu que le capteur nécessaire existe. C'est la raison pour laquelle il est possible, sur le Banett MarkIII de cycliser ce respirateur indifféremment sur le volume, le temps et la pression .Dans Certain cas les paramètres d'asservissements peuvent être différents, voire concurrente les lors des différents moments du cycle ventilatoire.

L'utilisation de la soupape de sécurité de limitation de pression positive modifie les conditions d'utilisation d'un respirateur volumétrique et permet de faire un réglage en pression de la ventilation artificielle. . [1]

### **Conclusion**

Dans ce chapitre on a présenté les différents modèles conçus pour la fonction respiratoire. Le fonctionnement des respirateurs artificiels sont assurés à base des circuits numériques en particulier les microcontrôleurs que nous présentons dans le prochain chapitre.



**CHAPITRE3 : LES RESPIRATEURS ARTIFICIELS**

<b>INTRODUCTION</b> .....	<b>54</b>
<b>I. Les différents organes constituant un respirateur artificiel</b> .....	<b>54</b>
I. 1. Présentation générale .....	54
I. 2. Le circuit patient et la vanne de fermeture expiratoire (fig.III. 2) .....	55
I. 2.1. La branche d'insufflation .....	55
I. 2.2. La branche expiratoire .....	55
I. 3. Le générateur de gaz .....	56
I. 3.1.1- Le réservoir de gaz .....	57
I. 3.1.2- Modes d'application de l'énergie sur le réservoir .....	57
I. 3.1.3- Origine du gaz comprimé .....	58
I. 3.1.4- Origine du gaz remplissant le réservoir (fig .III.3) .....	59
I. 3.2.Générateurs du gaz immédiatement un gaz comprimé (fig .III.7 .....	59
I. 3.3.Générateurs mixtes insufflant mécaniquement un gaz déjà comprimé .....	60
I. 4. Le système de commande ou maître d'œuvre du respirateur .....	61
I. 4.2. Les systèmes de commande asservis au volume du soufflet .....	62
I. 4.3. Les systèmes de commande asservis aux pressions du circuit patient .....	63
I. 4.4. Les systèmes de commande asservis au débit .....	63
I. 4.5. Les systèmes de commande contrôlés par plusieurs paramètres .....	64
<b>CONCLUSION</b> .....	<b>64</b>



## Introduction

Un objet technique, intégrant de l'électronique, fait souvent apparaître des fonctions ayant pour rôle le traitement d'information : opérations arithmétiques (Addition, multiplication...) ou logiques (ET, OU...) entre plusieurs signaux d'entrée permettant de générer des signaux de sortie. Ces fonctions peuvent être réalisées par des circuits analogiques ou logiques. Mais, lorsque l'objet technique devient complexe, et qu'il est alors nécessaire de réaliser un ensemble important de traitements d'informations, il devient plus simple de faire appel à une structure à base de microcontrôleur PIC. Pour fonctionner cette unité de contrôle, il faut la programmer et l'adapter à un compilateur de programmation.

### I. Présentation des pics

- Un microcontrôleur est une unité de traitement de l'information de type microprocesseur à laquelle on a ajouté des périphériques internes permettant de réaliser des montages sans nécessiter l'ajout de composants annexes. Un microcontrôleur peut donc fonctionner de façon autonome après programmation.
- Les microcontrôleurs sont aujourd'hui implantés dans la plupart des applications grand public ou professionnelles, il en existe plusieurs familles. (*Fig IV.1*)
- La société Américaine **Microchip Technologie** a mis au point dans les années 90 un microcontrôleur **CMOS : le PIC (Peripheral Interface contrôler)** ; ce composant encore très utilisé à l'heure actuelle. C'est un compromis entre simplicité d'emploi, rapidité et prix de revient.
- Les PIC intègrent une mémoire de programme, une mémoire de données, des ports d'entrée-sortie (numériques, analogiques, MLI, UART, bus I2C, etc.), et même une horloge, bien que des bases de temps externes puissent être employées, certains modèles disposent de port et unités de traitement de l'USB.
- Les PIC existent dans plusieurs versions :
  - Les **UVPROM** qui sont effaçable par une source de rayonnements ultraviolets
  - Les **OTPROM** programmable une seule fois
  - Les **EEPROM** et flash **EPROM** qui sont effaçables électriquement

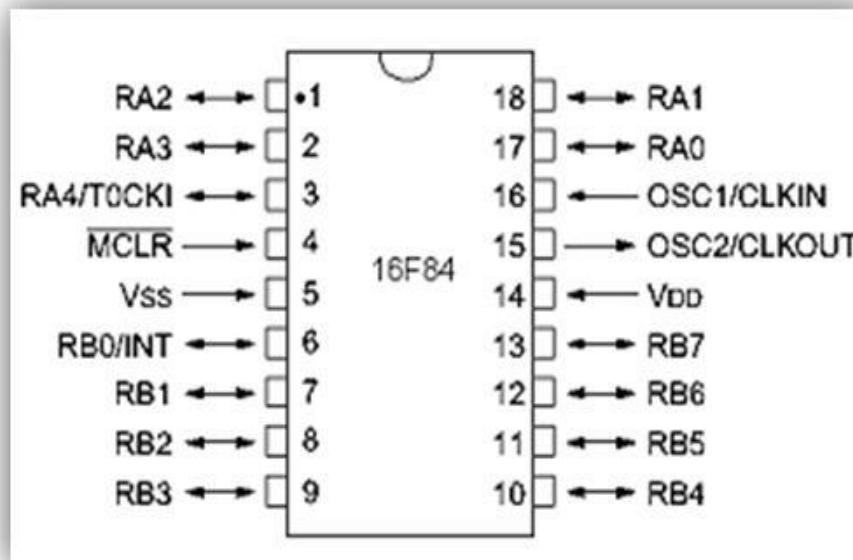


*Fig IV.1: Divers microcontrôleurs PIC.*

## II. Identification des PICs

Un PIC est généralement identifié par une référence de la forme suivante : **xx(L)XXyy-zz**

- **xx** : famille du composant, actuellement " 12, 14, 16,17 et 18 ".
  - **L** : tolérance plus importante de la plage de tension.
  - **XX** : type de programme :
  - **C** : EPROM ou EEPROM
  - **F** : flash.
  - **yy** : identificateur.
  - **zz** : vitesse maximale du quartz de pilotage.
- Le microcontrôleur que nous avons utilisé est un Pic 16F84 [8].Le 16F84 c'est un circuit intégré, boîte de 18 branches. La première broche est placée dans le coin situé à gauche de l'encoche de repérage comme c'est indiqué sur la (figure **IV.2**).



*Fig IV.2 : Branchement du PIC 16F84.*

## III. Programmation des PICs

Les PIC disposent de plusieurs technologies de mémoire de programme : flash, ROM, EPROM, EEPROM, UVPROM. Certains PIC18 permettent l'accès externe à la FLASH et à la RAM.

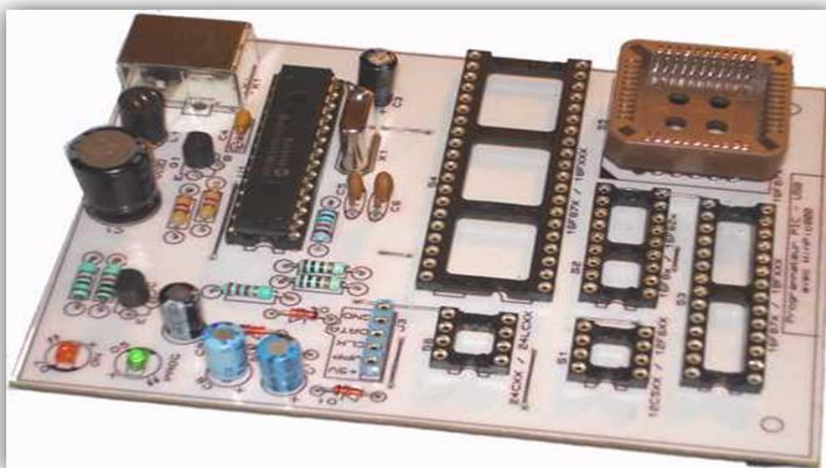
La programmation du PIC peut se faire de différentes façons :

- Par l'intermédiaire d'un programmeur dédié (par exemple : **PICSTART** de la société **Microchip**) ;
- Par programmation in-situ en utilisant l'interface de programmation / **debug universel ICSP** de **Microchip**. Il suffit alors de d'ajouter simplement un connecteur **ICSP** au microcontrôleur

Sur la carte fille pour permettre sa programmation une fois soudé ou sur son support (sans avoir besoin de le retirer).

- Il existe pour cela plusieurs solutions libres (logiciel + interface à faire soi-même) ou commerciales (par exemple : **PICKit 3** ou **ICD3** de **Microchip**).

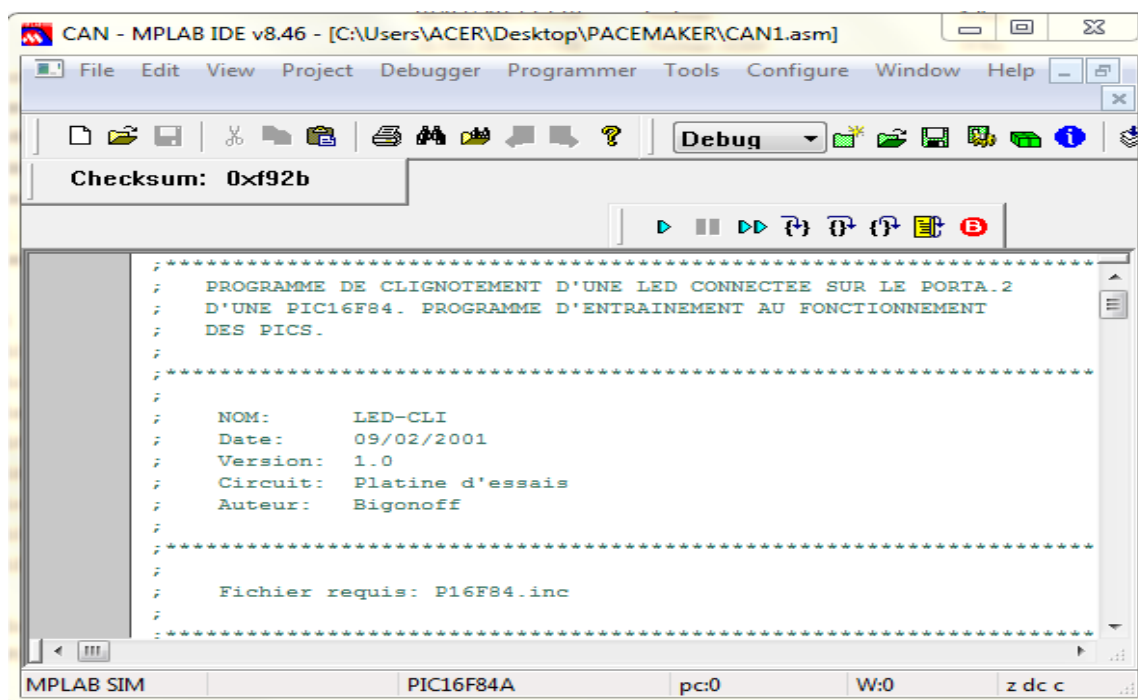
Nous avons programmé notre PIC en utilisant un programmeur USB (**Fig IV.3**) [9].



*Fig IV.3 : Programmeur USB de PICs.*

### III. 1 .Le compilateur MPLAB

Pour la simplicité et la facilité de la programmation, plusieurs langages ont été évolués dans le temps. Le langage **ASSEMBLEUR** fourni gratuitement par **Microchip** permettant de confectionner le fichier à extension .hex. Ce langage est programmé par le logiciel **MPLAB**.

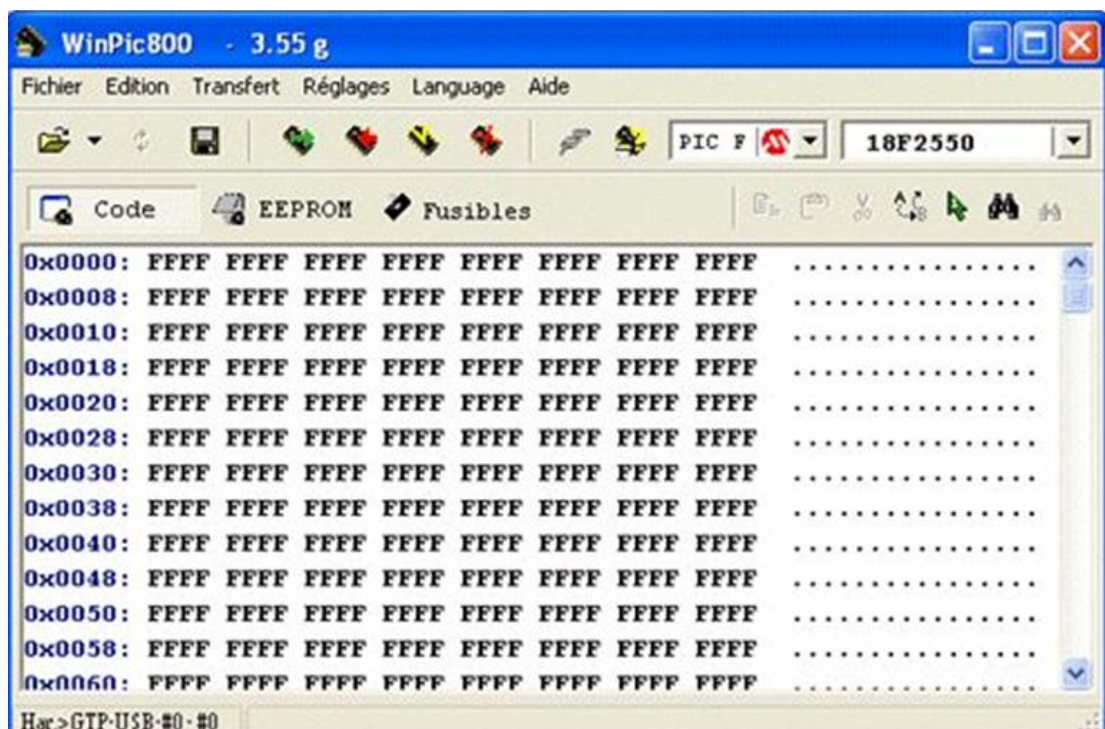


*Fig IV.4 : Interface du logiciel MPLAB.*

Le compilateur MPLAB est adapté aux microcontrôleurs PICs (**Fig IV.4**). Une fois compilé, le fichier binaire est transféré via un logiciel approprié vers la mémoire programme du PIC, cette fonction est assurée par des logiciels tel que : ICPROG, Winpic800. C'est des programmes qui permettent de transférer un fichier compilé (.hex) vers un pic ou une mémoire de type EEPROM.

### III. 2. Le logiciel Winpic800

La gestion du programmeur USB est confiée à un microcontrôleur de dernière génération **PIC18F2550-I/SP**. Ce dernier sert d'interface entre votre PC et les différents microcontrôleurs à programmer. C'est le logiciel WinPic800 V3.55G (**Fig IV.5**) qui prend en charge la gestion de ce programmeur USB.



*Fig IV.5 : Interface du logiciel WINPIC800.*

## IV. Structure d'un programme

L'écriture d'un programme implique l'élaboration d'une véritable structure.

Tout programme doit comporter un titre : une sorte de définition succincte de ce que fait le programme.

L'étape suivante consiste à mettre ce programme sur papier (*listing*).

Nous y ajouterons des commentaires, ligne par ligne, pour chaque opération effectuée.

Ceux-ci seront clairs et abondants. Ils doivent être tels que si vous repreniez votre feuille plusieurs mois après, vous devriez facilement savoir vous relire et comprendre.

Mieux encore : si vous travaillez en équipe, n'importe qui de votre équipe devrait être en mesure de comprendre de quoi il s'agit.

### *CANEVAS d'un programme*

Tout programme se construit selon un modèle, une sorte de squelette (*template*, en anglais).

Voici le squelette d'un programme pour PIC 16F84 :

Processor 16F84

Déclarations obligatoires *Radix* .....

*Include* <<P16F84>>

Equivalences ..... *EQU* .....

Initialisation de    ORG 0C

la RAM et

réservation d'un

Certain nombre    RES ...

d'adresses

mémoire

Début du            ORG 00

programme

après Reset

Configuration

des lignes de

port

Instructions

Sous

programmes

Fin du             END

programme

## **V. Réalisation du programme embarqué**

On désigne généralement sous la dénomination « logiciel embarqué » un programme destiné à tourner localement sur une carte disposant d'un microcontrôleur. Dans notre cas, nous utiliserons un PIC 16F84.

Indépendamment de ce qu'on veut faire de ses 13 lignes (que l'on définit par lignes d'entrée/sortie) et quelle que soit l'application à laquelle on le destine, un microcontrôleur PIC 16F84, pour pouvoir fonctionner, a nécessairement besoin de :

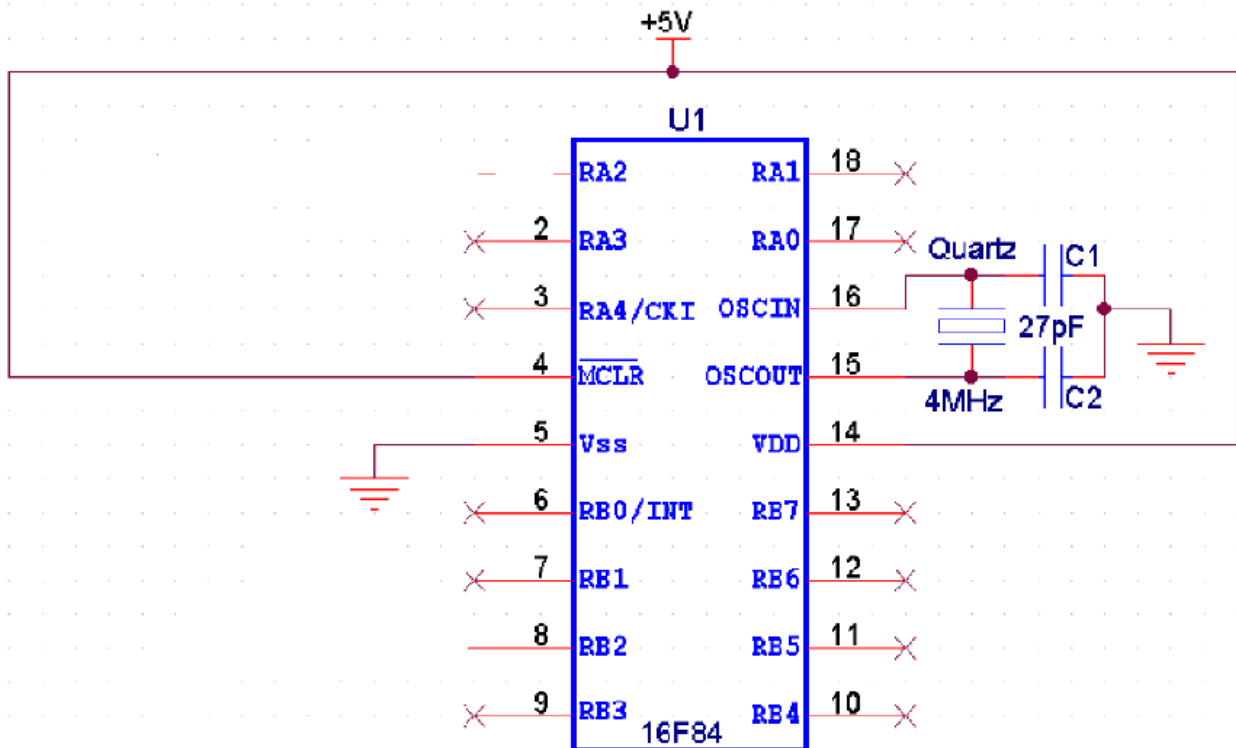
- une alimentation de 5 Volts ;
- un quartz de 4MHz et deux condensateurs de 27pF chacun (si un pilotage précis par base de temps à quartz est nécessaire),.



Ces éléments - qu'il convient de considérer comme des invariants devant nécessairement figurer dans tout montage - représentent le cortège obligatoire de tout microcontrôleur PIC 16F84,

Si on ne dispose pas d'une alimentation de 5V, on peut, soit utiliser une pile plate de 4.5V, soit réaliser une petite alimentation de secours à partir de la ligne 220V/50Hz dont schéma électrique est donné à l'annexe 1.

Les éléments devant nécessairement figurer dans tout montage- discutées, le pilotage et les connexions du PIC sont représentés sur la **Fig IV.6**.

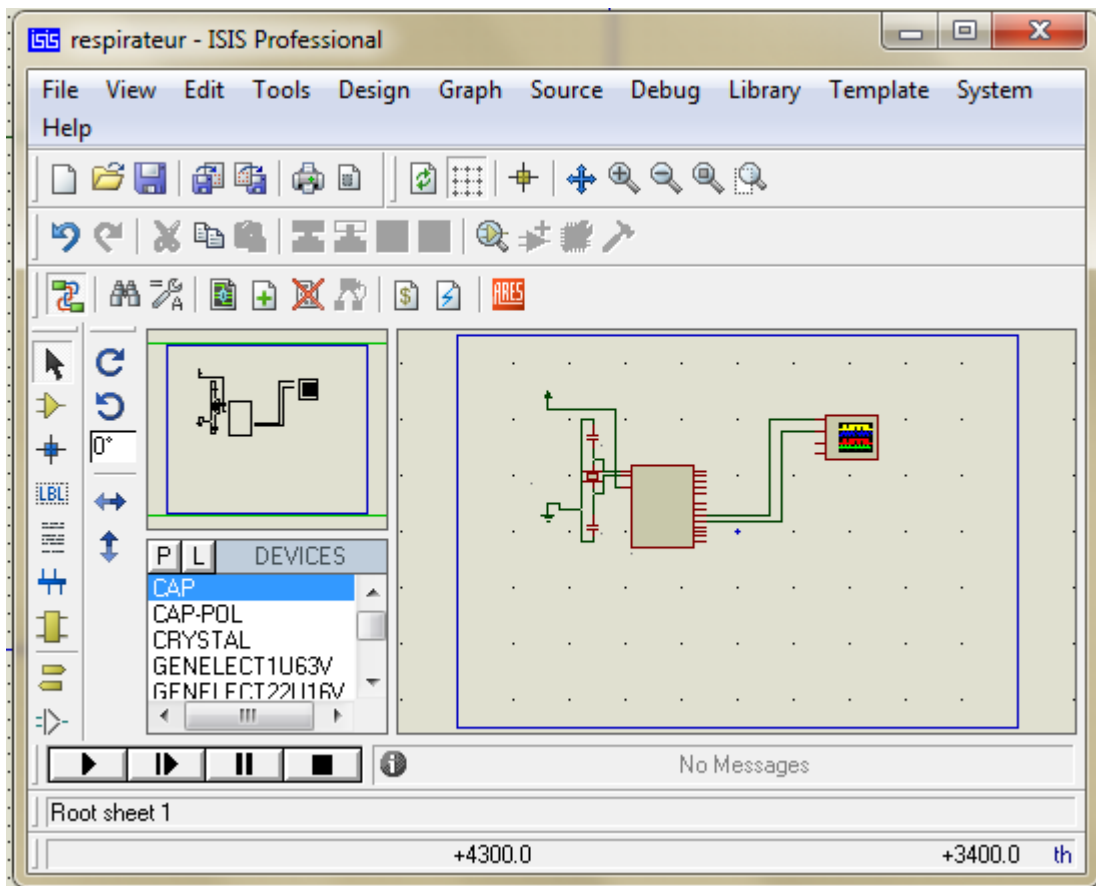


*Fig IV.6 : Pilotage et connexion du PIC 16F84*

## VI. Logiciel de stimulation : Proteus ISIS

Isis est un éditeur de schémas qui intègre un simulateur analogique, logique ou mixte.

Toutes les opérations se passent dans cet environnement, aussi bien la configuration des différentes sources que le placement des sondes et le tracé des courbes. Proteus Professional est un progiciel de conception assistée par ordinateur de circuits électroniques développé par Labcenter Electronics. Le paquet est un système de simulation du circuit, basé sur des modèles de composants électroniques réalisés dans PSpice. Trait distinctif de l'emballage Proteus Professional est la possibilité de simuler le fonctionnement des dispositifs programmables : microcontrôleurs, microprocesseurs, DSP et autres. En plus du paquet Proteus Professional est une conception de système de cartes de circuits imprimés. Proteus Professional permet de simuler le travail des microcontrôleurs suivants : 8051, ARM7, AVR, Motorola, PIC, Basic Stamp. L'interface de logiciel Proteus ISIS est présenté dans (*Fig IV.7*)



*Fig IV.7 : Interface du logiciel Proteus Isis.*

## Conclusion

Partant d'une présentation générale sur les microcontrôleurs, nous avons ensuite défini la famille des PICs et plus particulièrement le 16F84. En conclusion dans ce chapitre nous pouvons dire que le microcontrôleur 16F84 peut bien jouer le rôle d'une unité de contrôle pour notre système. Pour fonctionner cette unité de contrôle, il faut la programmer et l'adapter à un compilateur de programmation.

**CHAPITRE 4 : OUTILS DE DEVELOPPEMENT**

<b>INTRODUCTION</b>	<b>66</b>
<b>I. Présentation des pics</b>	<b>66</b>
<b>II. Identification des PICs</b>	<b>67</b>
<b>III. Programmation des PICs</b>	<b>67</b>
III. 1. Le compilateur MPLAB	68
III. 2. Le logiciel Winpic800	69
<b>IV. Structure d'un programme</b>	<b>69</b>
<b>V. Réalisation du programme embarqué</b>	<b>70</b>
<b>VI. Logiciel de stimulation : Proteurs ISIS</b>	<b>71</b>
<b>CONCLUSION</b>	<b>72</b>

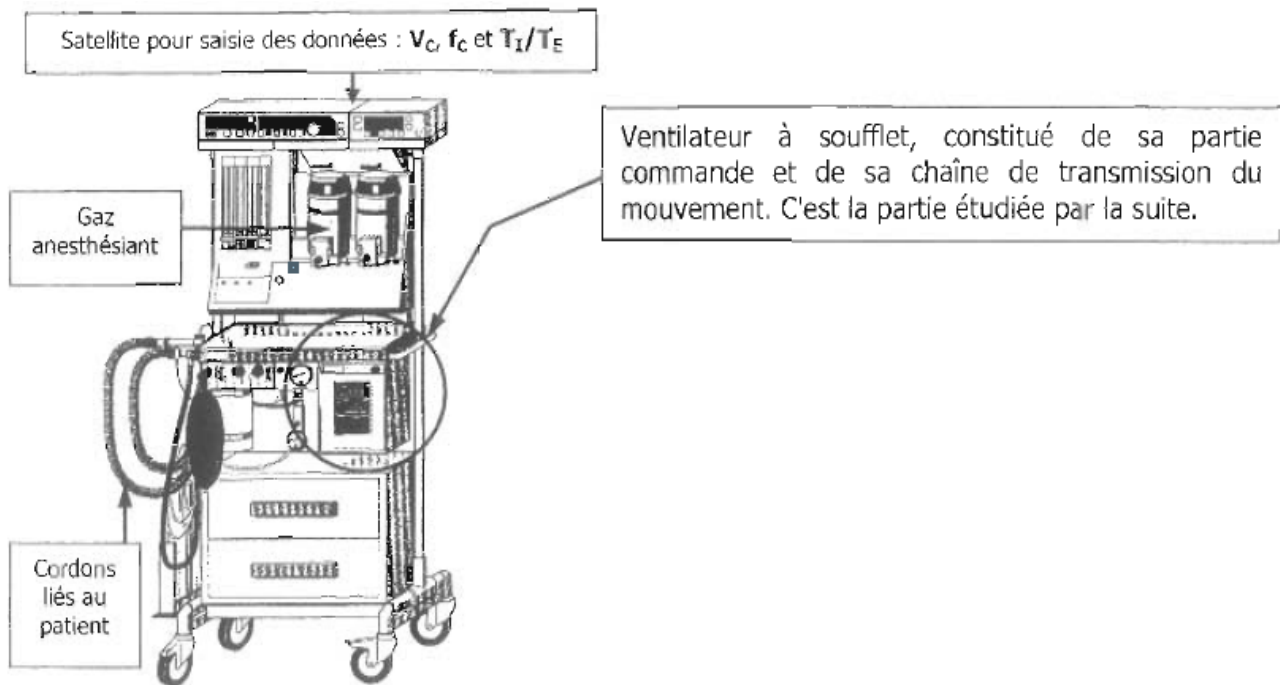
## Introduction

Dans ce chapitre nous présentons une description détaillée sur notre appareil ventilatoire en abordant la conception précise de chaque partie du système afin d'obtenir une schématisation complète et clair.

### I. Analyse fonctionnelle de l'appareil d'assistance respiratoire

#### « Ventilateur de la société DRÄGER »

Le système étudié est un appareil permettant d'assister un patient dans sa fonction respiratoire notamment en phase d'anesthésie .usuellement cet appareil ventile un mélange oxygène + protoxyde d'azote (anesthésiant).



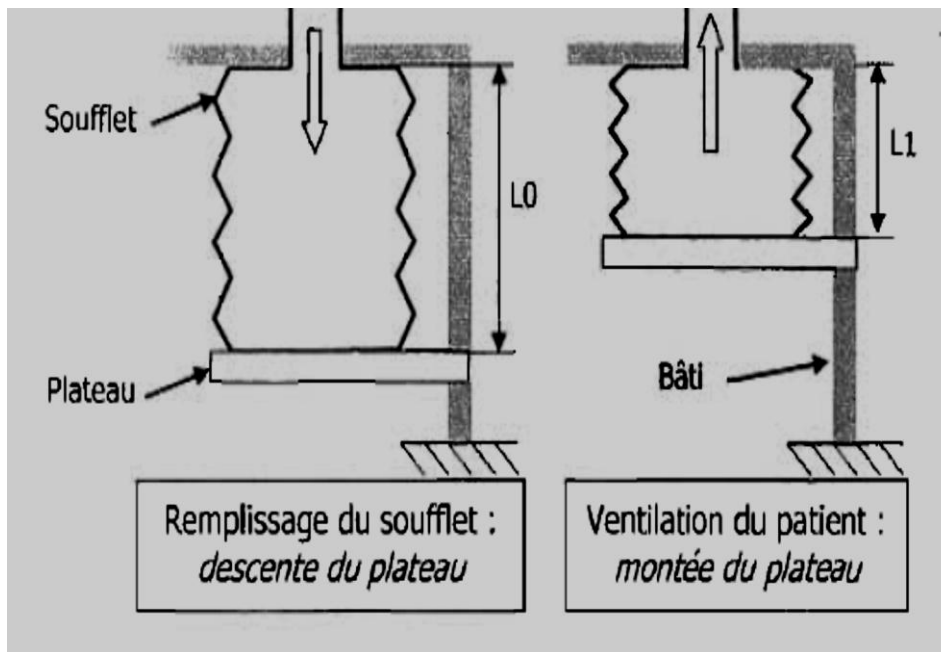
*Fig .1 :l'appareil d'assistance respiratoire.*

C'est le mode de ventilation le plus simple et le plus ancien .le ventilateur assure à lui seul la ventilation du malade.

Un volume courant pré réglé (  $V_C$  ) est insufflé dans les poumons du patient à une fréquence prédéterminée ( $f_C$ ) à un rapport  $T_I/T_E$  (Temps Inspiratoire /Temps expiratoire) et à un débit inspiratoire fixés.

Le ventilateur est l'élément permettant l'envoi du mélange dans les poumons du patient .Il est constitué d'un soufflet qui est rempli du mélange à ventiler .L'envoi du mélange vers le patient est réalisé pendant la montée d'un plateau qui comprime le soufflet .A la descente de ce plateau, le soufflet se remplit à nouveau **en se déplaçant vers le bas par son propre poids.**

Chaque montée du plateau permet une inspiration du patient.



**Fig.2 :** le comportement de soufflet et plateau lors de la ventilation de patient.

C'est donc la déformation de soufflet ( $\Delta L=L_0-L_1$ ) qui permet l'inspiration du patient (envoi du mélange dans les poumons).

## II. L'étude pratique

Notre système étudié est un appareil permettant d'assister un patient dans sa fonction respiratoire. Cet élément permet l'envoi de l'air dans les poumons du patient, pratiquement il est constitué d'un soufflet qui est rempli de l'air à ventiler.

### II. 1 .Mise en situation

Le cycle de fonctionnement correspond à un cycle respiratoire d'un patient (inspiration + expiration).Le soufflet contient des différents gaz ; des caractéristiques du déplacement du soufflet dépendent des paramètres fournis par le médecin.

Un moteur à courant continu déplace le soufflet vers le haut et bas pour assurer la phase d'inspiration et la phase d'expiration du malade.

La commande électronique de ce moteur doit permettre une inversion du sens de rotation du moteur. Pour cette commande ; on utilise un microcontrôleur (pic 16F84) « présenté dans le chapitre précédant » qui va programmer le cycle respiratoire ' la phase d'inspiration (1.24s) et d'expiration (3.76s) ' par le jeu d'instruction de ce dernier en reliant les deux sorties PB2 et PB3 de microcontrôleur à un circuit de puissance qui permet d'alimenter et commander le moteur automatiquement.

## II. 1.1. Eude du circuit de puissance

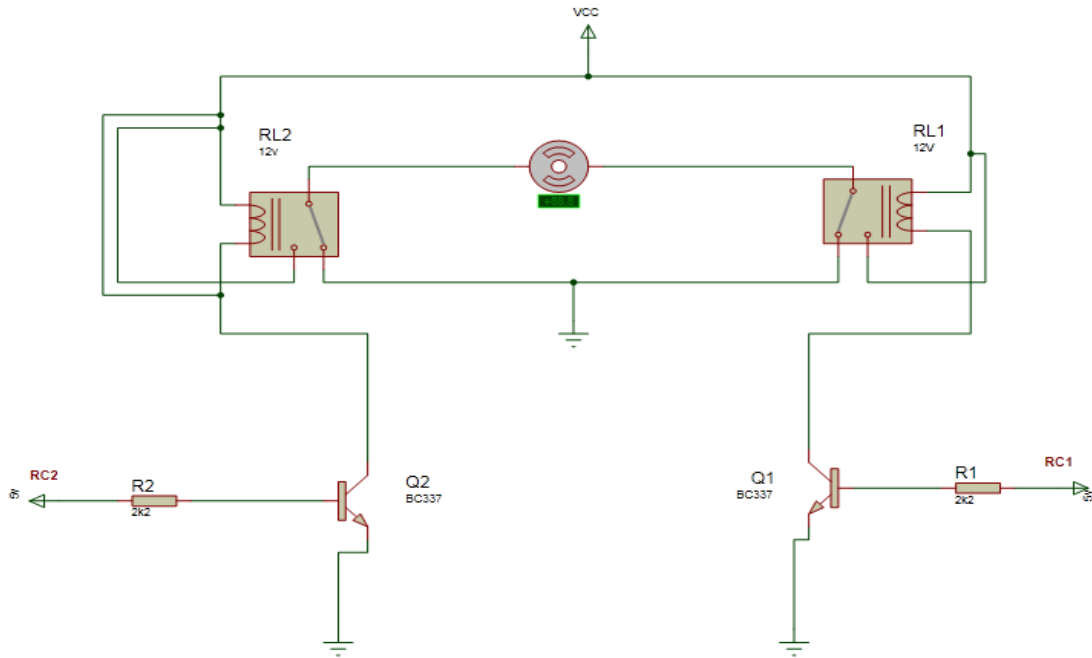


Fig .3 :schéma électrique de circuit de puissance

### ■ Principe de fonctionnement

Le circuit de commande se compose de :

- deux résistances R1 et R2
- deux relais

Pour faire tourner le moteur dans les deux sens plusieurs configurations d'alimentation peuvent apparaître selon les applications, les performances souhaitées ainsi que les caractéristiques du moteur utilisé. Le montage suivant permet la commande d'un moteur à courant continu à l'aide de deux sorties binaires provenant du pic 16F84A

Il existe quatre états possibles des deux sorties :

RC1 =0      RC2=0 notre moteur est à l'arrêt.

RC1 =0      RC2=1 le moteur en fonctionnement (Gauche)

RC1 =1      RC2=0 le moteur en fonctionnement (Droite)

## II. 2.Elaboration du système

Après l'utilisation de pic 16F84 « présenté dans le chapitre précédant » et le circuit de puissance, il est nécessaire d'aborder une étude plus détaillée sur notre système en générale.

### ■ Fonction d'usage de système

Le système consiste à implémenté un circuit électronique (le pic 16F 84 et le circuit de puissance) au sein d'un système mécanique (soufflet) ; cette implantation va faciliter la ventilation spontanée du patient chaque fois qu'il existe une perte d'autonomie respiratoire.

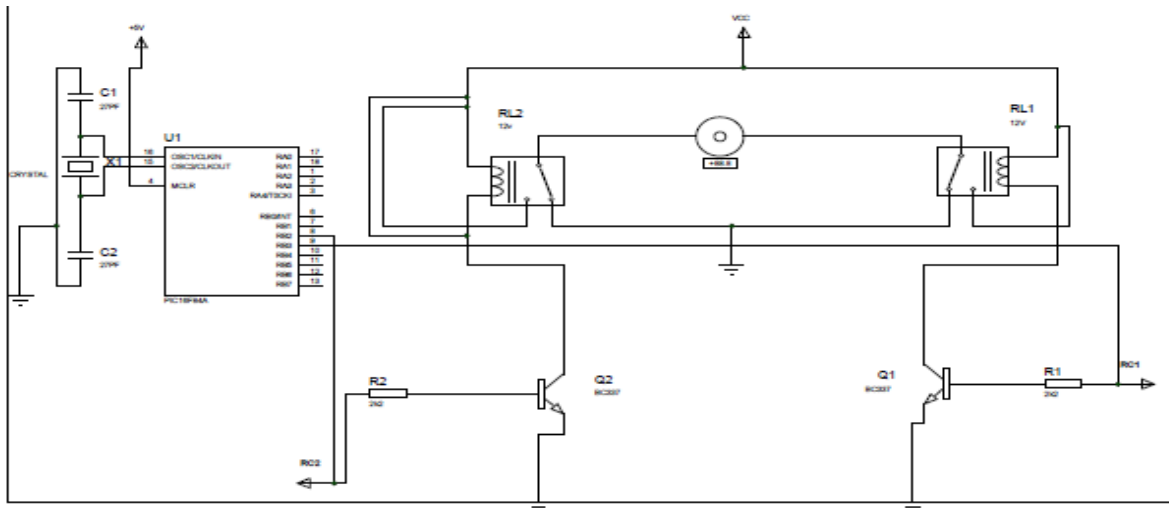


Fig 4:Le schéma électronique général



Fig .6: schéma générale de système étudié

II. 3 .Résultats et interprétations

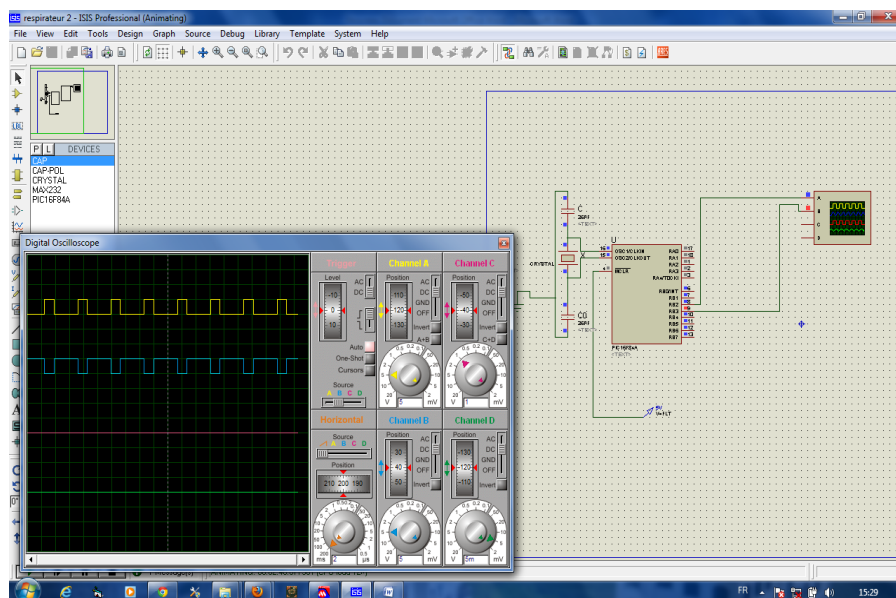


Fig .5 : les résultats obtenus après simulation



Les résultats obtenus sont :

Un signal carré présente le cycle respiratoire ( la durée d'inspiration 1.24s et la durée d'expiration 3.76s).

Un signal qui gère l'alimentation de manière alternative (5v pour l'expiration et 0v pour l'inspiration).

### **Conclusion**

En fin, nous avons étudié la conception détaillée de notre circuit et nous pouvons dire que notre appareil a bien fonctionné et qu'il est devenu prête à l'emploi.

**Chapitre 5 : Implantation matérielle du ventilateur artificiel.**

<b>INTRODUCTION</b> .....	<b>74</b>
<b>I. Analyse fonctionnelle de l'appareil d'assistance respiratoire</b> .....	<b>74</b>
« Ventilateur de la société DRÄGER » .....	<b>74</b>
<b>II. L'étude pratique</b> .....	<b>75</b>
II. 1 .Mise en situation .....	75
II. 1.1. Eude du circuit de puissance .....	76
II. 2 .Elaboration du système.....	76
II. 3 .Résultats et interprétations .....	77
<b>CONCLUSION</b> .....	<b>78</b>



## Conclusion générale et perspectives

---

La réalisation de cet appareil dans le cadre de mon projet de fin d'étude, ma permis d'approfondir mes connaissances théoriques et d'acquérir une bonne expérience au niveau de la réalisation pratique.

Lors de cette manipulation, j'ai réalisé un appareil d'assistance respiratoire « respirateur artificiel » à base de microcontrôleur 16F84 et un circuit de commande.

J'ai appris que cet appareil est destiné à suppléer ou à remplacer une ventilation inefficace ou absente chez un patient.

Ce projet était pour moi une expérience riche et très intéressante, à travers laquelle j'ai utilisé le langage assembleur et interface MPLAB pour la programmation du PIC et j'ai découvert les outils de développement de la programmation ainsi que la simulation. Autrement dit ce projet m'a permis d'enrichir mes connaissances dans le domaine électronique notamment

- La conception des cartes et des circuits imprimés.
- La réalisation des cartes d'interface.
- La programmation des microcontrôleurs PIC.

Enfin je souhaite que ce travail soit un début pour des futures recherches et réalisation, notamment d'autres modes de fonctionnement et des outils de développement assurant la conformabilité de patient.

# Liste des abréviations

---

**A** : air **Alvéolaire**.

**AI** : **Aide Inspiratoire** (mbar ou cmH<sub>2</sub>O)

**ATPS** : **Ambiant Temperature and Pressure Saturated** with water vapor.

**ATPS** : température ambiante ; pression ambiante ; saturé d'eau (**Ambiant Temperature and Pressure Saturated** with water vapor)

**BTPS** : **Body Temperature and Pressure Saturated** with water vapor

**BTPS** : température 37°C ; pression ambiante ; saturé d'eau à 37°C (**Body Temperature and Pressure Saturated** with water vapor).

**c** : sang **capillaire**.

**C** : **Contenu** de gaz dans un liquide

**C<sub>aO<sub>2</sub></sub>** : **Contenu en Oxygène** du sang artériel.

**CE'O<sub>2</sub>** : **Concentration d'O<sub>2</sub>** dans le gaz **Expiré**.

**CI<sub>O<sub>2</sub></sub>** : **Concentration d'O<sub>2</sub>** dans le gaz **Expiré**.

**cmH<sub>2</sub>O** : **Centimètre d'H<sub>2</sub>O** (mbar).

**CPT** : **Capacité Pulmonaire Totale**.

**CRF**: **Capacité Résiduelle Fonctionnelle**.

**C<sub>spec</sub>** : **Compliance Spécifique**.

**CV** : **Capacité Vitale**.

**DEM** : **Débit Expiratoire Maximal**

**DL** : capacité de diffusion des poumons pour un gaz (**D**=Ductance ;**L**=lung).

**DLCO** : **Capacité de Diffusion** des poumons pour le monoxyde de Carbone.

**DM** : **Débit Moyen**.

**DVM** : **Débit Ventilatoire Maximal** de repos.

**E** : air **Expire**.

**f** : **Fréquence** respiratoire.

**F** : **Fraction** dans un mélange gazeux ; s'exprime en %.

**FH<sub>ef</sub>** : **Fraction finale d'Hélium**.

**FH<sub>ei</sub>** : **Fraction initiale d'Hélium**.

**Fi<sub>O<sub>2</sub></sub>**: **Fraction inspirée d'Oxygène** (%).

**FN<sub>2</sub>** : **Fraction d'azote** dans le spiromètre.

# Liste des abréviations

---

**I** : air Inspire.

**P** : Pression partielle d'un gaz.

**PA** : Pression Alvéolaire.

**Pa<sub>CO2</sub>** : Pression Partielle de gaz carbonique dans le sang artériel.

**PA<sub>CO2</sub>** : Pression partielle de gaz carbonique dans l'air Alvéolaire.

**Pa<sub>O2</sub>** : Pression partielle de l'oxygène dans le sang artériel.

**PA<sub>O2</sub>** : Pression partielle de l'oxygène dans l'air Alvéolaire.

**P<sub>B</sub>** : Pression Barométrique.

**PBb** : Pression Buccale.

**PEP**: Pression Expiratoire Positive (mbar).

**PL** : Pression intra thoracique.

**R** : Quotient Respiratoire

**R**: Résistance (mbar / (L.s-1))

**S** : Saturation.

**STPD** : 0°C ;760 mm Hg ; gaz sec.( Standard Temperature and Pressure Dry).

**STPD** : Standard Temperature and Pressure Dry

**v** : sang veineux.

**VA** : Volume courant Alvéolaire.

**VA/Q**: rapport Ventilation Alvéolaire sur perfusion

**VAC**: Ventilation Assistée Contrôlée.

**VC**: Ventilation Contrôlée.

**VCO2**: production de CO2 (ml/min).

**VD** : Volume de l'espace mort.

**VE** : Volume Expire.

**VEMS** : Volume Expiré Maximal Seconde.

**VI** : Volume Inspire.

**VR** : Volume Résiduel.

**VRE** : Volume de Réserve Expiratoire

**VRI** : Volume de Réserve Inspiratoire.

## Liste des abréviations

---

**VS:** Ventilation Spontanée.

**VSAI:** Ventilation Spontanée avec Aide Inspiratoire.

**V<sub>T</sub>:** Volume courant (**T** : tidal) (ml).

**Ṃ :** Débit d'un gaz.

**Ṃ<sub>A</sub> :** Débit Ventilatoire Alvéolaire.

**Ṃ<sub>CO2</sub>:** Débit de gaz carbonique ou production de **CO<sub>2</sub>**.

**Ṃ<sub>E</sub> :** Débit d'air Expiré= débit de ventilation pulmonaire.

**Ṃ<sub>O2</sub>:** Débit d'oxygène ou consommation d'oxygène.

**ṁ<sub>v</sub> :** Sang veineux mêlé.

**Ṃ<sub>Q</sub> :** Débit de sang.



# Listes des figures

Fig. I.1: échanges gazeux pulmonaire -----	3
Fig. I.2: spiropgraphe permettant l'enregistrement des variations de volume pulmonaire.-----	3
Fig. I.3 : schéma représentant les volumes et les capacités pulmonaire -----	4
Fig. I. 4 : schéma du dispositif de mesure du volume résiduel en circuit ouvert -----	5
Fig. I.5 : schéma du dispositif de mesure du volume résiduel en circuit fermé.-----	6
Fig I.6 : pneumotachographe (type Fleisch) à droite les tubes parallèles à travers lesquels l'air circule dans le sens des flèches. -----	7
Fig. I.7: pnemotachogramme : (en bas) et la variation de volume (en haut) ces dernières sont obtenues par intégration du tracé de débit instantané. -----	8
Fig. I.8: détermination du débit expiratoire maximal. -----	9
Fig. I.9 : tracé obtenue : à chaque interruption du débit gazeux à bouche la pression alvéolaire est supposée s'équilibrer avec la pression buccale. -----	10
Fig. I.10 : schéma de principe de la pléthysmographie totale. -----	11
Fig. I.11 : relation force /allongement ou pression –volume dans un système élastique.-----	12
Fig. I.12 : schéma du dispositif utilisé pour la mesure de la relation pression –volume, permettant de déterminer les propriétés élastique du thorax. -----	13
Fig. I.13 : La relation pression –volume, courbe de relaxation thoracique totale. -----	14
Fig. I.14 : schéma du dispositif permettant la détermination des propriétés élastiques du poumon. -----	15
Fig. I.15 : schéma montrant l'action des systèmes élastiques pulmonaires et thoraciques pour différents volumes pulmonaires de 0à 100% de la CV.-----	16
Fig. I.16 : Relation pression- volume pour un poumon isolé selon qu'il est gonflé avec de l'air ou avec de l'eau. -----	17
Fig. I.17 : Relation force –longueur lors du déplacement d'un ressort avec ou sans frottement. -----	20
Fig. I.18 : modèle mécanique assimilable à un appareil ventilatoire.-----	20
Fig. I.19 : pressions et différence de pression à considérer dans le fonctionnement du système mécanique ventilatoire. -----	22
Fig. I.20 : enregistrement simultané de la pression œsophagienne, du débit ventilatoire instantanée et du volume pulmonaire au cours d'un cycle permettant de tracer la courbe pression –volume. -----	23
Fig. I.21 : écoulement d'air laminaire et turbulent. -----	25
Fig. I.22 : Evolution de la fraction d'azote expiré au cours de l'inhalation d'oxygène pur. -----	26
Fig. I.23 : Répartition régionale du volume pulmonaire. -----	27
Fig. I.24 : Evolution de la $F_{N_2}$ à la bouche pendant l'inhalation d'oxygène pur, puis durant l'expiration qui suit.-----	28
Fig. I.25 : la hauteur H correspond à l'abaissement de la cloche après 1mm. -----	30
Fig. I.26 : schéma du dispositif permettant la mesure des échanges gazeux en circuit ouvert -----	31
Fig. I. 27 : Evolution de $P_{O_2}$ et $P_{CO_2}$ dans le capillaire de l'entrée à la sortie de celui-ci. -----	33
Fig. I. 28 : La non –uniformité du rapport ventilation –perfusion -----	36
Fig. I. 29 : schéma d'un système d'échanges gazeux comportant un court-circuit entre le sang veineux et le sang artérialisé. -----	36
Fig. I. 30 : volume courant et espace mort anatomique -----	37
Fig. I. 31 : Montage expérimentale permettant de mettre en évidence une hétérogénéité de la composition du gaz expiré.-----	38
Fig. I. 32 : Détermination de l'espace mort anatomique, -----	38
Fig. I. 33 : schéma représentant une possibilité d'espace mort physiologique par non perfusion de certaines espaces alvéolaires. -----	39
Fig. I. 34 : Diagramme $PO_2$ - $PCO_2$ et droits de quotient respiratoires . -----	41
Fig. II .1 : La ventilation spontanée-----	45
Fig. II .2 : La ventilation spontanée à pression positive. -----	45
Fig. II .3: La ventilation spontanée à aide inspiratoire. -----	46
Fig. II .4: La ventilation spontanée à aide inspiratoire et à pression positive. -----	46
Fig. II .5: présentation de la pression ; débit et le volume contrôlé. -----	47
Fig. II .6: le volume assisté contrôlé intermittent.-----	48

# Listes des figures

---

Fig. II .7: le volume assisté contrôlé intermittent à aide inspiratoire. ....	49
Fig. II .8: présentation de débit, pression volume contrôlé. ....	49
Fig. II .9: la ventilation en pression positive bi phasique. ....	50
Fig. II .10: la ventilation en pression positive bi phasique assisté en pression. ....	51
Fig. III. 1:présentation schématique de circuit patient. ....	53
Fig. III. 2: le circuit patient en ajoutant la vanne expiratoire. ....	54
fig.III .3 : Générateurs de gaz insufflant mécaniquement de l'air ambiant ....	55
fig.III.4 : Différents types de réservoirs. ....	56
Fig. III .5 : Transmission mécanique de l'énergie d'un moteur électrique. ....	56
Fig. III 6 : Transmission pneumatique de l'énergie d'un moteur électrique. ....	57
Fig. III. 7 : Respirateur insufflant immédiatement un gaz comprimé.....	58
fig III. 8 : Générateur mixtes insufflant mécaniquement un gaz déjà comprimé.....	59
Fig. III .9 : les asservissements des systèmes de la commande des respirateurs. ....	60
Fig. IV.1: Divers microcontrôleurs PIC. ....	64
Fig. IV.2 : Branchement du PIC 16F84. ....	65
Fig. IV.3 : Programmeur USB de PICs. ....	66
Fig. IV.4 : Interface du logiciel MPLAB. ....	66
Fig. IV.5 : Interface du logiciel WINPIC800. ....	67
Fig. IV.6 : Pilotage et connexion du PIC 16F84 ....	69
Fig. IV.7 : Interface du logiciel Proteus Isis. ....	70
Fig.V .1 :l'appareil d'assistance respiratoire. ....	72
Fig.V.2 : le comportement de soufflet et plateau lors de la ventilation de patient. ....	73
Fig.V .3 : Schéma électrique de circuit de puissance ....	74
Fig.V. 4:Le schéma électronique général ....	75
Fig.V .5 : les résultats obtenus après simulation ....	75
Fig.V .6: schéma générale de système étudié.....	75

## Annexe 1 : les composants

### Circuits intégrés

Pic 16F 84

### Les résistances

2 résistances 2.2K

### Les condensateurs

2 condensateurs de 27PF

### Les relais

2 relais de 12v

### Les moteurs

Moteur à courant continu 12v

## Annexe 2: photographie de Project réalisées



## **Annexe 3: stimulation du cycle respiratoire sous Proteus Isis**

L'objectif de cette simulation est vérifier les fonctionnalités du programme assembleur présenté de la manière suivante :LIST p=16F84A ; Définition de processeur

```
#include <p16F84A.inc> ; Définitions de variables
```

```
__CONFIG _CP_OFF & _WDT_OFF & _PWRTE_ON & _HS_OSC
```

; '\_\_CONFIG' précise les paramètres encodés dans le processeur au moment de ; la programmation.

; Voici les valeurs et leurs définitions :

```
; _CP_ON          Code protection ON : impossible de relire
; _CP_OFF         Code protection OFF
; _PWRTE_ON       Timer reset sur power on en service
; _PWRTE_OFF      Timer reset hors-service
; _WDT_ON         Watch-dog en service
; _WDT_OFF        Watch-dog hors service
; _LP_OSC         Oscillateur quartz basse vitesse
; _XT_OSC         Oscillateur quartz moyenne vitesse
; _HS_OSC         Oscillateur quartz grande vitesse
; _RC_OSC         Oscillateur à réseau RC
```

```
*****
```

### **ASSIGNATIONS**

```
*****
```

```

CBLOCK 0x00C                                ; début de la zone variables
    cmpt1 : 1                                ; compteur de boucles 1
    cmpt2 : 1                                ; compteur de boucles 2
    cmpt3 : 1                                ; compteur de boucles 3
    cmptR1 : 1                               ; compteur de retarde de mise à zéro PORTB, 3
    cmptR2 : 1                               ; compteur de retarde de mise à zéro PORTB, 3
    cmptR3 : 1                               ; compteur de retarde de mise à zéro PORTB, 3
    ENDC                                     ; Fin de la zone

```

init

Bank1 macro

```

    bsf STATUS,RP0
    bcf STATUS,RP1

```

ENDM

Bank0 macro

```

    bcf STATUS,RP0
    bcf STATUS,RP1

```

ENDM

***org 0x0000***

Bank1

```

    movlw B'00000000'
    movwf TRISB
    movlw B'11011000'
    movwf OPTION_REG
    ;programme

```

Bank0

```

    clrf PORTB

```

## **bsf PORTB,2**

Retard1

```
    nop ; perdre 1 cycle ; si pas 0, boucler
    decfsz    cmptR1, f
    goto Retard1
```

## **bcf PORTB,3**

;tempo

```
    movlw .5 ; pour 10 boucles
    movwf    cmpt3 ; initialiser compteur3
```

boucle3

```
    clrf    cmpt2 ; effacer compteur2
```

boucle2

```
    clrf    cmpt1 ; effacer compteur1
```

boucle1

```
    nop; perdre 1 cycle ; si pas 0, boucler
    decfsz    cmpt1,f ; décrémente compteur1
    goto boucle1 ; si pas 0, boucler
    decfsz    cmpt2,f ; si 0, décrémente compteur 2
    goto boucle2 ; si cmpt2 pas 0, recommencer boucle1
    decfsz    cmpt3,f ; si 0, décrémente compteur 3
    goto boucle3
```

## **bcf PORTB, 2**

Retard2

```
    nop ; perdre 1 cycle ; si pas 0, boucler
    decfsz    cmptR2, f
```

goto Retard2

**bsf PORTB, 3**

;tempo

movlw .13 ; pour 10 boucles

movwf cmpt3 ; initialiser compteur3

boucle6

clrf cmpt2 ; effacer compteur2

boucle5

clrf cmpt1 ; effacer compteur1

boucle4

nop ; perdre 1 cycle ; si pas 0, boucler

decfsz cmpt1,f ; décrémente compteur1

goto boucle4 ; si pas 0, boucler

decfsz cmpt2,f ; si 0, décrémente compteur 2

goto boucle5 ; si cmpt2 pas 0, recommencer boucle1

decfsz cmpt3,f ; si 0, décrémente compteur 3

goto boucle6

**bcf PORTB,2**

**bcf PORTB,3**

Retard3

nop ; perdre 1 cycle ; si pas 0, boucler

decfsz cmptR3,f

goto Retard3

goto init

End



