

1ex

## ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE

DEPARTEMENT DE GENIE MECANIQUE

### PROJET DE FIN D'ETUDES

En vue de l'obtention du diplôme d'Ingenieur d'Etat

#### S U J E T

Vérification du fonctionnement d'un  
appareil médical d'examen du  
système respiratoire

Proposé par :

Etudié par :

Dirigé par :

Docteur SAADOUN

KHADATA Hocine

A. WERNER

Service EFR

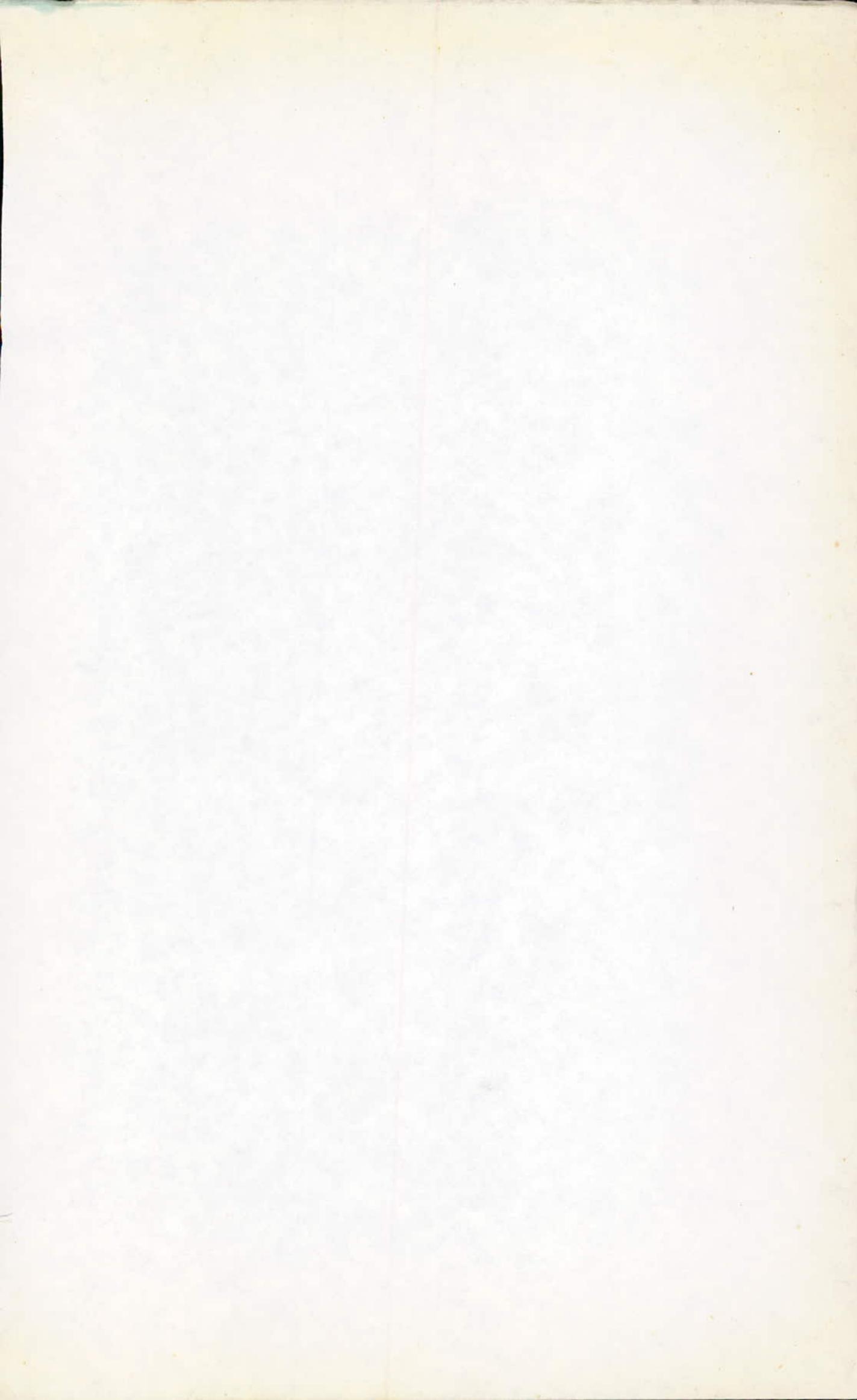
Maitre assistant

Hopital Beni-Messous

à L'ENP



PROMOTION : Janvier 1986



## ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE

DEPARTEMENT DE GENIE MECANIQUE

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

En vue de l'obtention du diplôme d'Ingenieur d'Etat

#### **S U J E T**

Vérification du fonctionnement d'un  
appareil médical d'examen du  
système respiratoire

Proposé par :

Docteur SAADOUN  
Service EFR  
Hopital Beni-Messous

Etudié par :

KHADATA Hocine

Dirigé par :

A. WERNER  
Maitre assistant  
à L'ENP

PROMOTION : Janvier 1986

بِاللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

قَالَ تَعَالَى :

وَمَا أَتَيْتُمْ مِنَ الْعِلْمِ إِلَّا قَلِيلًا

صَدَقَ اللَّهُ الْعَظِيمُ

قَالَ أَحَدُ الْعَارِفِينَ بِاللَّهِ  
" الْعِلْمُ نُورٌ وَنُورُ اللَّهِ لَا يَهْدِي لِعَاصٍ "

## Dédicaces

- A toute ma famille
- A tous mes amis
- A tous ceux qui croient  
en Dieu l'Unique et le  
Miséricordieux ALLAH et  
en son envoyé Mohamed  
je dédie ce modeste  
travail

K. H. Mustapha

# Remerciements

- Je tiens à remercier tous les enseignants de l'Ecole Nationale Polytechnique qui ont contribué à ma formation d'ingénieur et en particulier ceux du département - Mécanique qui m'encouragèrent et m'aiderent de leur mieux, de tout leur dévouement.

- Je tiens de même à assurer Monsieur Werner de ma profonde gratitude pour les conseils qu'il m'a prodigués ainsi que pour le suivi constant et l'aide précieuse qu'il m'a apportée tout au long de ce travail.

- J'exprime ma vive reconnaissance aux agents et techniciens de laboratoire d'exploration fonctionnelle respiratoire de l'hôpital Issad Hassen, Beni-Messous pour leur sympathique et confiante assistance technique, matérielle et morale, en particulier Monsieur Kaci opérateur de matériel du même service.

- J'exprime tous mes remerciements à Monsieur Le Professeur Oussedik, responsable du service pneumo de ce même hôpital pour sa confiance et son aide.

- Je suis particulièrement reconnaissant au Docteur Saadoun, du service EFR de ce même hôpital pour les inestimables conseils qu'il n'a cessé de me prodiguer et ce malgré ses multiples occupations.

- Enfin que tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à la mise en forme de ce projet veuillent bien trouver l'expression de ma profonde gratitude.

Alger; janvier 86

Département : Mécanique  
Promoteur : M<sup>r</sup>. A. Werner  
Elève ingénieur : Khadata Hocine

مصلحة : الميكانيكا  
موجه : السيد وارنار  
تلميذ مهندس : خداته حسين

**الموضوع:** دراسة كيفية عمل آلة طبية لفحص الجهاز التنفسي  
**الملخص:** يتمثل هذا المشروع في دراسة كيفية عمل آلة طبية لفحص الجهاز التنفسي  
انطلاقاً من قياس تدفق هواء التنفس والضغط يمكن للجهاز أن  
يعطي عدة وسائط مميزة للمنظومة التنفسية. وقد تمت الدراسة  
النظرية لملتقط تدفق الهواء الذي يجب أن يشتغل في مجال  
الإنسياب المتوازي. كما تم إجراء التجارب من أجل شرح النموذج  
التشغيلي للجهاز و تدرجه. واختتمنا هذا العمل بتوجيه  
نصائح لمستعملي هذا الجهاز

**Sujet:** Vérification du fonctionnement d'un appareil médical  
d'examen de système respiratoire.

**Resumé:** Ce sujet consiste à vérifier le fonctionnement d'un appareil  
médical. A partir de la mesure de débit d'air de respiration, l'appareil  
donne plusieurs paramètres caractérisant le système respiratoire. On a effectué  
l'étude théorique du capteur de débit qui doit travailler dans le domaine de l'écou-  
lement laminaire ainsi que les essais pour expliquer le mode opératoire de l'ap-  
pareil et son étalonnage. Les conseils aux utilisateurs concluent ce travail.

**Subject:** Vérification of the operation of a breathing system examination  
medical device

**Abstract:** A verification of a medical device for the breathing system is the  
object of this work. The device gives on the base of flow rate and pressure mea-  
surements several parameters characterising the breathing system. A theoretical  
study of the flow sensor which operates normally in the laminar flow region was  
carried out together with experiments explaining the device operation and  
enabling its calibration. Advice for users is given at the end of this work.

# Table de Matières

-	<b>PREFACE</b>	
-	<b>Chapitre I : L'APPAREIL RESPIRATOIRE ET SON EXAMEN</b>	
	I.1. Introduction	1
	I.2. Anatomie de l'appareil respiratoire	1
	I.2.1. Voies aériennes	1
	I.2.2. Alvéoles et capillaires	2
	I.2.3. La cage thoracique	3
	I.3. Les deux temps de la respiration	5
	I.3.1. inspiration normale	5
	I.3.2. expiration normale	5
	I.4. Examen de l'appareil respiratoire	5
	I.4.1. Résistances opposées à la respiration	6
	I.4.1.1. Résistances élastiques	7
	I.4.1.2. Résistances non élastiques	8
	I.4.2. techniques de détermination de ces résistances	10
	I.4.3. travail de ventilation	13
-	<b>CHAPITRE II : DESCRIPTION DE L'APPAREIL</b>	
	II.1. Procédé général des mesures	15
	II.2. Description de l'appareil	17
	II.2.1. Pneumotachographe	18
	II.2.1.1. Principe de fonctionnement	18
	II.2.1.2. Description détaillée	24
	II.2.2. Pressographe	26
	II.2.2.1. Principe de fonctionnement	27
	II.2.2.2. Description détaillée	28
	II.2.3. Programmeur	30
	II.2.3.1. Principe de fonctionnement	30
	II.2.3.2. Description détaillée	31
	II.2.4. Enregistreur	32
	II.3. spécifications techniques	33
-	<b>CHAPITRE III : ETUDE THEORIQUE DU CAPTEUR DE DEBIT</b>	
	III.1. Introduction	34

III.2	Écoulement entre deux plans parallèles.....	35
III.3	Application de la loi de Poiseuille au capteur de débit .....	38
<b>- CHAPITRE IV : ESSAIS DE L'APPAREIL</b>		
IV.1	Introduction .....	40
IV.2	Essais sans programmeur .....	40
IV.2.1	courbe de débit " $\dot{V}$ " .....	41
IV.2.2	courbe de volume " $V$ " .....	41
IV.2.3	courbe " $V_{I+E}$ " .....	42
IV.2.4	courbe " $V_{\Sigma I}$ " .....	43
IV.2.5	courbe de fréquence " $f$ " .....	43
IV.2.6	courbe " $r_{tr}$ " .....	45
IV.2.7	courbe " $MV$ " .....	45
IV.2.8	courbe " $TV$ " .....	46
IV.3	Essais avec programmeur .....	46
IV.3.1	mise en évidence du marqueur de temps .....	47
IV.3.2	courbe de compliance .....	48
<b>- CHAPITRE V ETALONNAGE DE L'APPAREIL</b>		
V.1	Étalonnage du pneumotachographe .....	51
V.1.1	Étalonnage du volume .....	51
V.1.2	Étalonnage du débit .....	52
V.1.3	tableaux des résultats .....	53
V.2	Étalonnage du pressographe .....	54
<b>- CHAPITRE VI ESSAIS DU CAPTEUR DE DÉBIT</b>		
VI.1	Manipulation .....	57
VI.2	Résultats .....	58
VI.3	Interprétations .....	58
VI.4	Conclusion .....	60
<b>- CHAPITRE VII : MODE OPÉRATOIRE</b>		
VII.1	Introduction .....	61
VII.2	Opérations sur le pneumotachographe .....	61
VII.3	opérations sur le programmeur .....	65
VII.3.1	courbe $\dot{V}$ . $V$ .....	66
VII.3.2	courbe de compliance (PV) .....	66
<b>- Conclusion .....</b>		
<b>- Annexes : courbes obtenues sur la table traçante.</b>		
<b>- Bibliographie.</b>		

# Préface

Les contacts noués par la direction de l'Ecole Nationale Polytechnique d'Alger (ENPA) avec le service d'Exploration Fonctionnelle Respiratoire (EFR) de l'hôpital Issad-Hassan, Beni-Messous, ont provoqué une lettre de la direction des études de notre école aux départements : Electronique, Genie-Mécanique et Genie-Chimique de la même école, lettre proposant trois travaux qui puissent être pris comme projets de fin d'études, à effectuer dans le service précité.

Notre travail constitue l'une de ces propositions : il s'agit d'un appareil médical d'examen de système respiratoire de type : "THE GOULD GODART COMPLIANCE TEST MARK III TYPE 19880-C", composé de quatre unités servant à déterminer quelques paramètres importants du système respiratoire d'un patient par la mesure des débits des gaz respirés par ce dernier ainsi que par sa pression œsophagienne.

La cellule de mesure est constituée par deux capteurs de pression branchés aux extrémités d'un redresseur d'écoulement turbulent afin de le rendre laminaire, ainsi qu'un ballon sonde pour déterminer la pression œsophagienne.

Une table traçante reproduit parallèlement et simultanément les résultats graphiques des expériences.

Ce travail consiste à vérifier le fonctionnement de cet appareil, à l'étalonner et à donner son mode opératoire aux utilisateurs.

## CHAPITRE I : L'APPAREIL RESPIRATOIRE ET SON EXAMEN

### I.1. Introduction:

Le rôle essentiel de l'appareil respiratoire est d'assurer les échanges gazeux, c'est à dire l'apport de l'oxygène aux cellules de l'organisme et l'élimination du gaz carbonique, produit des combustions cellulaires.

L'exploration paraclinique fonctionnelle de cet appareil a recours à un ensemble de méthodes qui permet l'analyse et la mesure chez l'homme bien portant ou chez l'homme malade, de la fonction respiratoire.

Le but principal de ces méthodes est d'apprécier le retentissement fonctionnel des atteintes pathologiques de l'appareil respiratoire.

Parmi ces méthodes et techniques on peut citer :

- La spirométrie: qui permet de réaliser à la fois une étude statique des volumes respiratoires et une étude dynamique des débits aériens.

- L'étude de la mécanique ventilatoire: qui permet de mettre en évidence les relations existantes entre les forces motrices du courant aérien et les résistances qui s'y opposent.

Jusqu'à une époque récente, la première technique (spirométrie) était le seul moyen d'apprécier le fonctionnement de la pompe ventilatoire (cage thoracique, poumons, etc.....). L'évolution des techniques a permis d'étudier l'action des muscles respiratoires, en particulier les forces qu'ils développent lors de leurs contractions, de mesurer les rapports existants entre les pressions en différents points du système ventilatoire, les débits et volumes pulmonaires et d'apprécier ainsi les propriétés de l'ensemble thoraco-pulmonaire.

Avant de passer à ces techniques, il serait utile de donner une notion sur l'anatomie du système respiratoire.

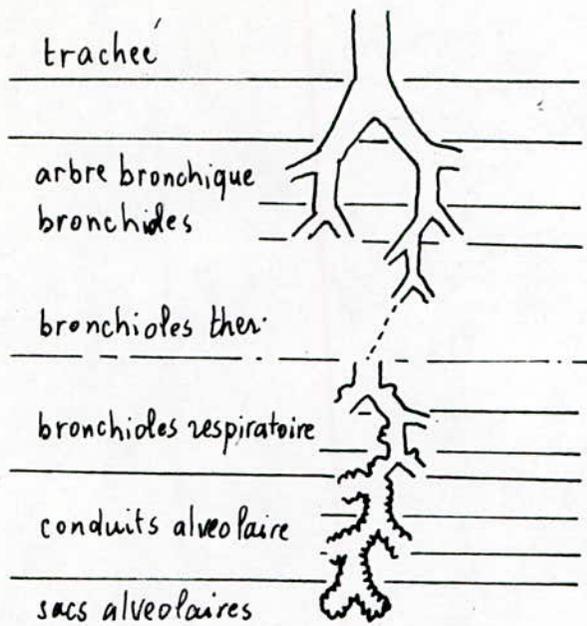
### I.2 : Anatomie de l'appareil respiratoire :

L'appareil respiratoire peut être divisé en une partie de conduction: les voies aériennes et une partie d'échanges gazeux: les alvéoles et capillaires pulmonaires.

#### I.2.1 voies aériennes :

Les voies aériennes sont constituées par les fosses nasales,

le pharynx, le larynx (au niveau duquel elles se rétrécissent), la trachée qui se ramifie pour former le système bronchique qui s'ouvre sur les alvéoles (voir fig: I.1)

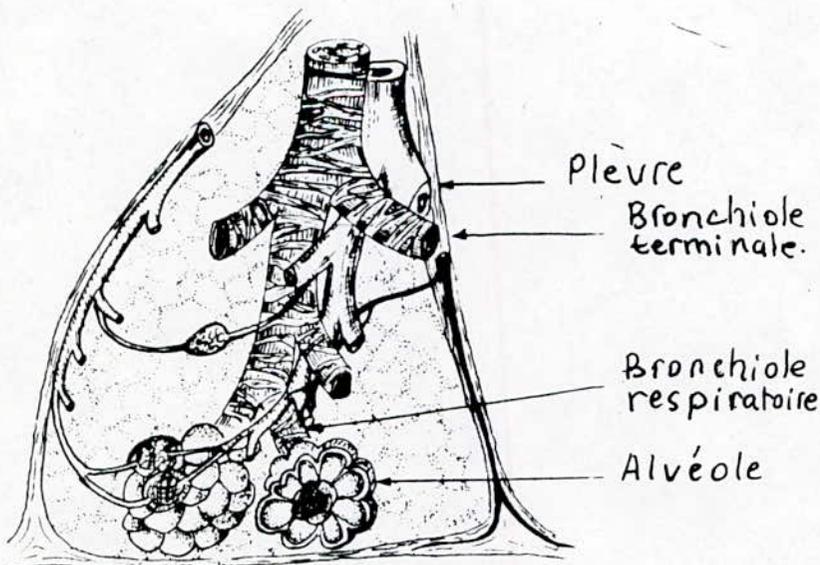


(Fig I.1) Architecture générale des voies aériennes

Outre la conduction des gaz respiratoires, ces voies aériennes assurent un double rôle :

- Le conditionnement de l'air
- L'épuration et la filtration de l'air.

### I.2.2 Alvéoles et capillaires:



(Fig I-2)

Des alvéoles pulmonaires sont en nombre de 300 à 400 millions environ et constituent la plus grande partie de la masse pulmonaire. Leur paroi contient des capillaires. Ces alvéoles forment un centre des échanges gazeux, dont l'ensemble constitue les poumons qui sont recouverts d'une membrane appelée: Plevre.  
(Voir fig I.2)

### I.2.3 la cage thoracique :

La plus grande partie de l'appareil respiratoire est contenue dans la cage thoracique qui possède une double fonction:

- La fonction de protection des poumons et d'autres organes.

- La fonction de moteur de la respiration grâce à l'action des muscles respiratoires et à la moitié du squelette osseux.

La cage thoracique a la forme d'un tronc de cône, dont les faces latérales, antérieures et postérieures, sont constituées par le squelette osseux et les muscles.

L'orifice supérieur est le lieu de passage de la trachée, de l'œsophage, des gros vaisseaux de la tête et du cou.

L'orifice inférieur, ou base, est solidairement fermé par le diaphragme.

Le squelette thoracique se compose à l'arrière de douze (12) vertèbres, de douze (12) paires de côtes droites et gauches, dont les dix premières s'articulent en arrière avec les vertèbres correspondantes et en avant avec le sternum. Les deux dernières paires de côtes ne s'articulent pas avec le sternum: elles sont flottantes.

### les muscles de la respiration

#### - le diaphragme :

Le plus important en est le diaphragme, c'est un muscle plat, mince, très étendu qui sépare le thorax et l'abdomen, son insertion se fait sur les deux dernières côtes et sur le sternum qui sont mobiles. En forme de double coupôle, lorsqu'il est en détente, le diaphragme s'aplatit lorsque ses faisceaux musculaires, en se contractant, redressent leur courbure, le diamètre vertical du thorax est ainsi augmenté. Les fibres musculaires agissent en élevant les côtes, ce qui augmente les diamètres antéro-postérieur et latéral du thorax.

### les muscles de la respiration normale :

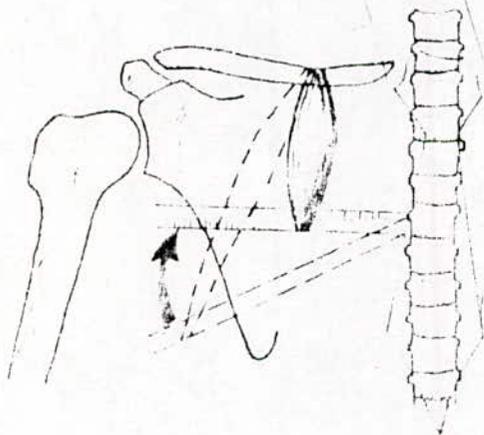
d'inspiration et l'expiration normales sont des phénomènes de réflexe, indépendants de la volonté. La déflation des alvéoles provoque l'inspiration et leur distention entraîne l'arrêt de l'inspiration et déclenche l'expiration : on dit que l'inspiration appelle l'expiration et vice et versa. Les muscles de la respiration normale, au repos, sont essentiellement le diaphragme et les muscles intracostaux (se trouvant entre les côtes)

### les muscles accessoires de la respiration

dors de l'effort, ou la respiration forcée volontaire, en cas de gêne respiratoire, la respiration fait appel à toute une série de muscles accessoires qui n'interviennent pas, ou très peu, lors de la respiration normale au repos, à partir d'un débit de 100 litres/minute, tous les muscles entrant en activité.

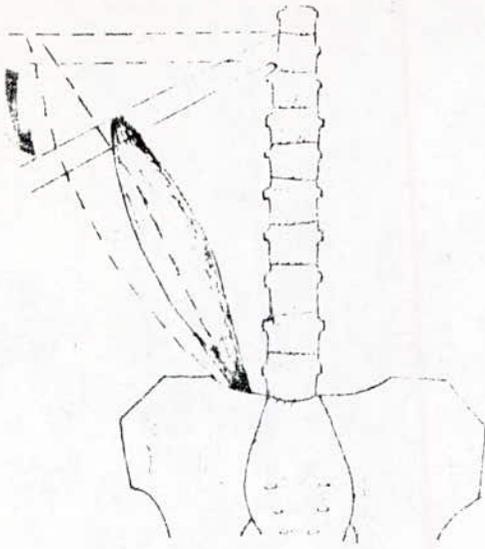
Ces muscles sont classés en deux catégories :

- Les muscles accessoires de l'inspiration qui ont tous la propriété, en se contractant, d'élever les côtes, en augmentant ainsi les diamètres transversaux de la cage thoracique. Ces muscles sont caractérisés par une insertion mobile sur les côtes et une insertion fixe sur le cou ou les épaules. (Fig I.3)



(Fig I-3)

- Les muscles accessoires de l'expiration : sont des muscles dont la direction des fibres est oblique en dehors et en haut, leur insertion fixe se trouve sur la rachis lombaire et leur insertion mobile sur les dernières côtes.



(Fig I-4)

### I.3 les deux temps de la respiration:

La respiration normale se compose de deux temps successifs qui alternent de façon ininterrompue:

#### I.3.1 inspiration normale

Est un temps actif nécessitant la contraction des muscles inspirateurs, surtout du diaphragme, pour agrandir le volume du thorax et entraîner par voie de conséquence une dilatation des alvéoles pulmonaires.

#### I.3.2 expiration normale

Temps qui suit automatiquement l'inspiration normale, c'est un temps passif, rendu possible par l'élasticité de la paroi thoracique, de la plèvre et des poumons.

• Pour que tous ces organes remplissent leur fonction, il est nécessaire que :

- le moteur, représenté par les muscles respiratoires, soit efficace pour surmonter les résistances thoraciques
- Les conduits aériens soient perméables, afin d'assurer une circulation aérienne suffisante.

### I.4 : Examen de l'appareil respiratoire.

Dans de la dernière décennie un très grand nombre de tests physiologiques ont été développés et améliorés pour l'évaluation de la fonction respiratoire chez des patients souffrant d'anomalies dans leur système cardio-pulmonaire. Beaucoup de ces tests sont maintenant de-

-venus importants pour la médecine pratique dans les tests d'hépatie rénale, cardiovasculaire et neuromusculaire. Ils ont montré leur vraies valeurs pour les indications chirurgicales pour les diagnostics et le guidage des traitements médicaux. Ces tests peuvent détecter le trouble pulmonaire dans certains cas où les examens cliniques et radiologiques font défaut.

Ces tests physiologiques ont beaucoup d'aspects.

Un de ces aspects particuliers le plus intéressant est: le mécanisme de respiration. L'étude de ces facteurs nous permet d'avoir des informations sur les forces et résistances engagées dans la respiration.

Ceci est important de le savoir, car il révèle:

- 1°) Si la quantité de gaz respiré est normal.
- 2°) S'il y a des troubles qui sont dus à l'obstruction des voies aériennes ou au rétrécissement du poumon, soit à une incapacité thoracique.
- 3°) Le choix du traitement médical optimal qu'il faut donner pour l'amélioration de cette fonction.

#### I.4.1 Résistances opposées à la respiration.

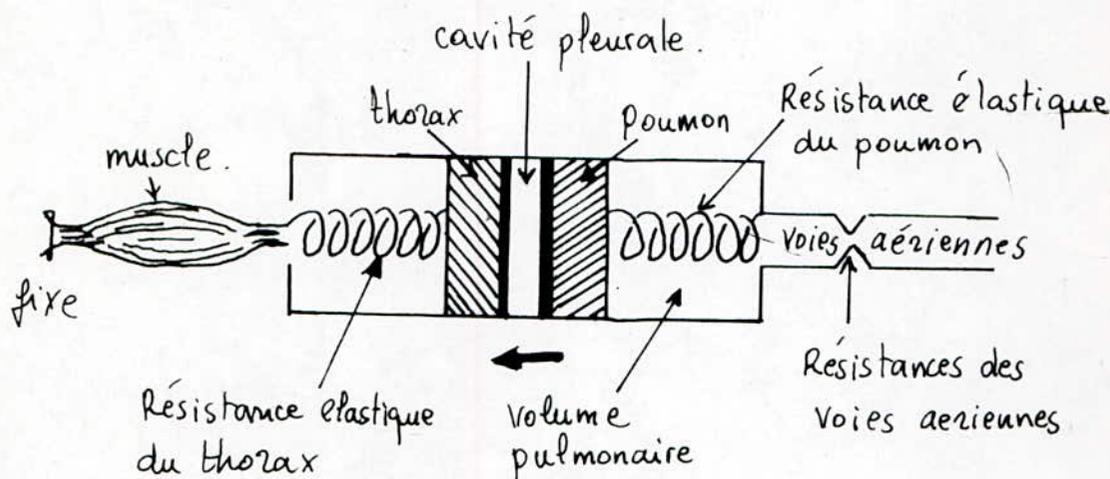
Durant l'inspiration, l'augmentation du volume pulmonaire ne dépend pas uniquement des forces des muscles respiratoires mais aussi des propriétés mécaniques des poumons et du thorax. Ces structures offrent une résistance au mouvement respiratoire. Cette résistance augmente dans toutes les conditions pathologiques.

Une partie du travail fourni par la respiration est utilisée pour surmonter l'élasticité des poumons, l'autre partie sert à s'opposer à la résistance des voies aériennes de la respiration.

On peut schématiquement représenter les forces mécaniques (musculaires) et la résistance (thoracique, pleurale, pulmonaire et des voies aériennes) qui leur est opposée lors de la respiration, par un système mécanique simple.

Les poumons et le thorax <sup>solidarisés</sup> par une cavité étanche, la plèvre, sont représentés par deux pistons accolés

l'un à l'autre et qui se déplacent ensemble dans un corps de pompe. L'axe du piston est représenté par les muscles respiratoires, le ressort fixé au piston thoracique représente les résistances thoraciques et celui fixé au piston pulmonaire les résistances élastiques du poumon.



(Fig I-5)

La diminution localisée du calibre des voies aériennes représente les résistances dues à ces voies.

• Lorsque par la contraction des muscles inspirateurs, les pistons se déplacent de droite à gauche (Fig I-5) la tension du ressort pulmonaire est augmentée et celle du ressort thoracique diminue. L'élasticité thoracique favorise l'inspiration, alors que l'élasticité pulmonaire et l'obstruction bronchique la freine.

À l'inverse, le retour à l'état de repos des poumons est freiné par la résistance des voies aériennes et par celle de la paroi thoracique.

On est donc amené à considérer deux sortes de résistances à la respiration :

#### I.4.1.1 résistances élastiques :

L'élasticité d'un corps solide peut recourir les déformations provenant de l'application d'une force extérieure. La plupart des corps qui se permettent de se déformer sans avoir un allongement résiduel sont des corps élastiques. Le degré d'élasticité de ces corps ou leur raideur est mesurée par : la force par unité d'allongement. Chaque corps élastique a une position de repos ;

c'est la position où aucune force n'est appliquée au corps.

La position du repos du poumon et du thorax qui sont considérés comme des corps élastiques, est obtenue en supprimant tout contact entre eux par l'introduction d'air dans la cavité pleurale. On trouve que les poumons sont retrécis et le thorax élargi. La position du repos des poumons et thorax ensemble est située entre ces positions extrêmes. C'est la position du poumon et du thorax après une expiration normale.

L'élasticité du poumon et du thorax peut être mesurée par la pression par unité de volume échangé, l'élasticité idéale de ces deux éléments est de 1 cm colonne d'eau par 100 millilitre de volume échangé. Certain auteur utilise l'inverse de l'élasticité: c'est la compliance.

Pour quelques conditions cliniques l'élasticité du thorax est un facteur important surtout avec les malades dont les muscles respiratoires sont paralysés. Cependant dans la plupart des conditions le volume pulmonaire ainsi que la pression changent pendant la respiration. Il y a une différence de pression entre la bouche et l'espace pleurale.

La plupart des études ont montré que la pression dans l'œsophage durant la respiration ne dépend pas beaucoup du changement de pression dans l'espace pleurale. Toute fois on peut se contenter de mesurer la pression œsophagienne parce que c'est facile à prendre et convient mieux pour le patient.

#### I.4.1.2 Résistances non élastiques:

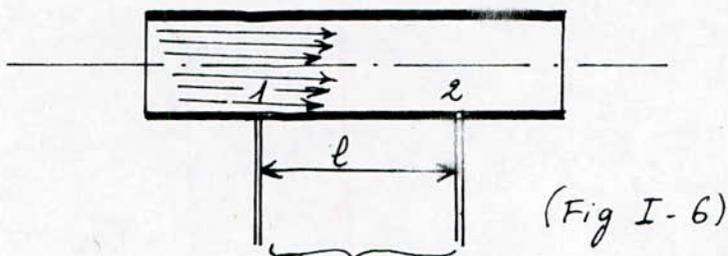
Pendant la respiration les frottements qui se développent dans les tissus et voies aériennes sont dus aux frottements des molécules d'air entre elles et contre les parois des voies aériennes.

Ces résistances sont variables, elles dépendent des propriétés physiques des gaz, la configuration particulière des voies aériennes et des modifications de diamètre des conduits.

- Les propriétés physiques des gaz: l'écoulement de l'air dans les voies aériennes peut être laminaire ou turbulent; dans le premier cas il est régi par la loi de Poiseuille:

$$\Delta P = \frac{8 \cdot l \cdot \eta \cdot \dot{V}}{5\pi R^4} = K_1 \dot{V} \dots \dots \dots [1]$$

- $\Delta P$  : différence de pression entre deux points  
 $l$  : distance entre les deux points  
 $\eta$  : viscosité dynamique du fluide du conduit  
 $R$  : rayon du conduit  
 $\dot{V}$  : débit du fluide

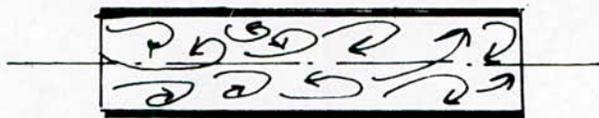


écoulement laminaire  $\Delta P = K_1 \dot{V}$

La différence de pression est proportionnelle au débit ventille ainsi à un certain coefficient  $K_1$  dépendant de la viscosité de l'air et du rayon du conduit.

• Pour les débits d'air élevés le régime turbulent peut s'établir, la pression devient proportionnelle au carré du débit et à un certain coefficient  $K_2$  dépendant de la densité de l'air.

$$\Delta P = K_2 \dot{V}^2 \dots \dots \dots [1]$$

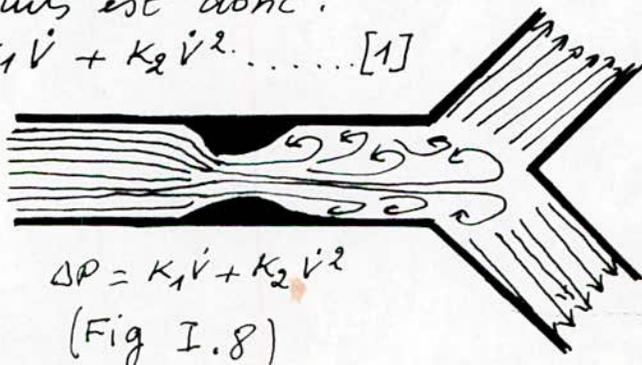


$\Delta P = K_2 \dot{V}^2$  écoulement turbulent.

(Fig I-7)

Si dans une partie l'écoulement est laminaire et dans une autre est turbulent, la différence de pression entre deux points est donc :

$$\Delta P = K_1 \dot{V} + K_2 \dot{V}^2 \dots \dots \dots [1]$$



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

(Fig I.8)

• Configuration des voies aériennes : Elles interviennent pour créer une résistance. Des voies aériennes, en effet, ne sont pas lisses, elles sont d'autres parts irrégulières, les unes sont extensibles, les 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 est donc très différente de celle faite du tube rectiligne et lisse 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 établi que la densité de l'air joue un rôle important.

• Le calibre des voies aériennes: le diamètre des conduits conditionne une grande part des résistances. La loi de Poiseuille indique en effet, que si le rayon des conduits est doublé, la résistance est 16 fois (24 fois) moins grande. Or le diamètre des voies aériennes est variable.

#### I. 4. 2 : techniques de détermination de ces résistances:

Les données nécessaires pour la détermination de la compliance des poumons sont obtenus par différentes méthodes:

##### - Mesure séparée de pression intraœsophagienne:

Cette pression est ordinairement mesurée à l'aide d'un petit ballon en Latex connecté à un tube très fin en plastique, à un manomètre sensible. Le ballon est introduit à travers le nez jusqu'à l'œsophage. Cette opération est quelque fois facilitée par une anesthésie locale du pharynx et des narines postérieures, une petite quantité de gaz (air) doit être injectée dans ce ballon avec une seringue par exemple. On obtient alors la différence de pression entre la bouche et l'œsophage.

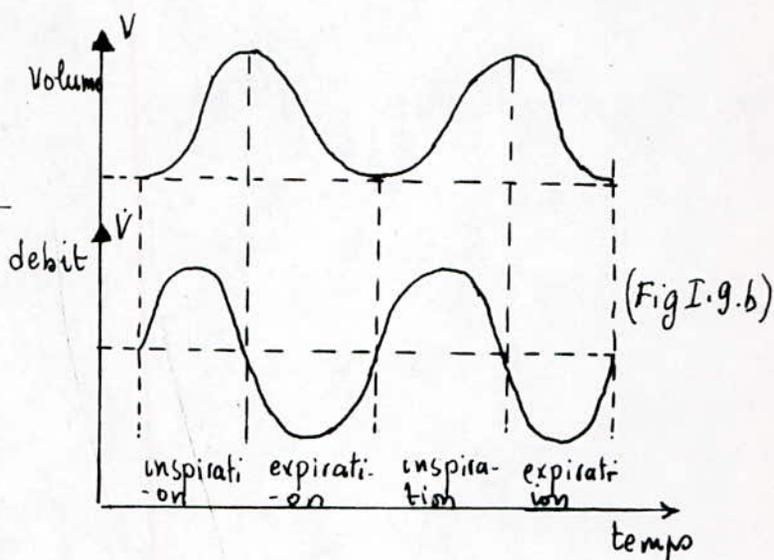
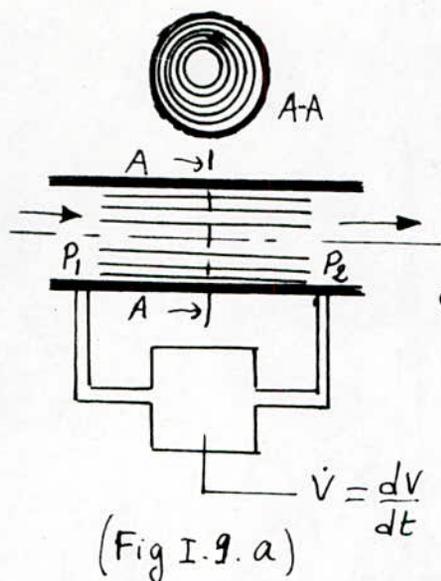
##### - Mesure de volume des échanges:

Ce paramètre est déterminé simplement par un appareil appelé: Pneumotachographe qui en intégrant le débit de gaz de respiration donne le volume d'échange.

Le schéma de la figure (I. 9.a) montre le capteur de débit dit: capteur de "Fleisch", dont  $P_1$  et  $P_2$  les pressions aux deux extrémités du capteur constitué par son

entrée et sa sortie, le capteur est calculé en vue d'assurer un écoulement laminaire obéissant à la loi de Poiseuille

$$\Delta P = K_1 \dot{V}$$



La figure I.9.b montre la courbe de volume (courbe supérieure) obtenu par intégration du débit (courbe inférieure).

On peut maintenant calculer la compliance pulmonaire à partir des courbes séparées de pression œsophagienne et du volume échangé, cependant il est plus pratique de tracer ces deux paramètres (pression et volumes) sur le même système d'axes.

L'appareil proposé d'étudier permet de donner cette possibilité (on y reviendra dans les chapitres suivants).

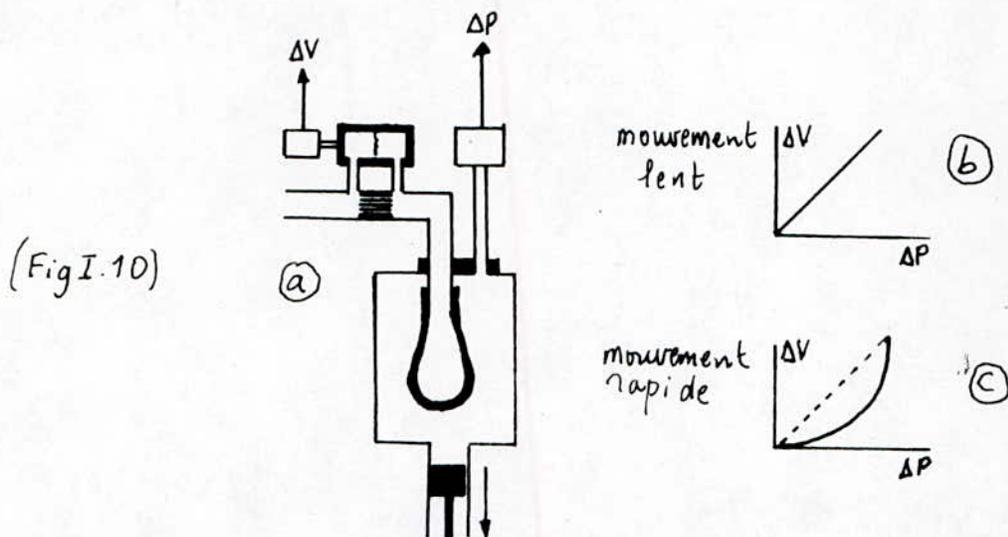
Des deux méthodes citées mesurent la compliance pulmonaire durant la respiration normale c'est la compliance dynamique ou fonctionnelle, avec le même appareil on peut mesurer la compliance statique en ordonnant au malade de respirer par palier. Cette méthode peut être importante chez les personnes asthmatiques parcequ'elle révèle que la compliance dynamique diminue avec l'augmentation de taux de respiration, mais la valeur de la compliance statique est élevée, en fait la discussion de ces phénomènes importants sort du cadre de notre projet de fin d'études.

#### - Mesure des résistances non élastiques:

Si les poumons présentent une résistance élastique à la respiration, son diagramme pression-volume serait une

droite au lieu d'une boucle, en réalité les poumons admettent autres résistances non élastiques.

Considérons maintenant un modèle mécanique simple, assimilable à un appareil ventilatoire. Il comprend un ballon élastique enfermé dans une enceinte, à la partie inférieure est disposé un piston dont le déplacement fait varier la pression de l'enceinte (Fig I.10. a).



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 qui a tendance à prendre un volume minimal.

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 (Fig I-10. b)

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 frottement 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 (Fig I.10. c).

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.

La pente de la droite de la figure (I.10. b) donne

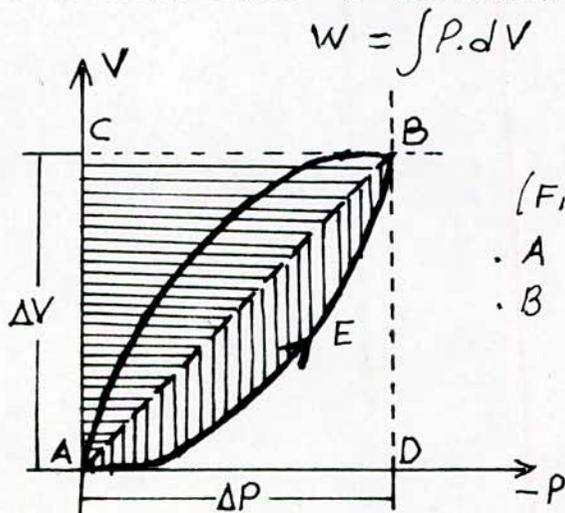
la compliance dynamique pulmonaire, Elle exprime, en fait, les propriétés élastiques pulmonaires, puisque pour un mouvement lent du piston il n'existe aucune force de frottement (la variation du volume est proportionnelle à la pression).

Pour un mouvement rapide du piston, des frottements apparaissent et une pression supplémentaire doit s'exercer pour obtenir un volume donné (Fig I.10.C)

### I.4.3 travail de ventilation.

Il est possible de mesurer le travail lors de la ventilation pulmonaire. D'une manière générale, le travail ( $W$ ) est égal au produit de la force exercée ( $F$ ) par la distance parcourue ( $L$ ). Cette définition peut être étendue au travail ventilatoire. Une pression ( $P$ ) est une force répartie 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 ( $P$ ) x Volume  $V$ .

Lors du mouvement respiratoire, si la pression et le volume varie simultanément, le travail ventilatoire est donc la somme des produits successifs du volume déplacé ( $\Delta V$ ) par la pression exercée sur ce volume à chaque moment du cycle. Si l'on reporte sur un diagramme pression - volume l'évolution du volume mesuré à la bouche en fonction de l'évolution de la pression on obtient une boucle pour un cycle ventilatoire (Fig I.11) l'aire de cette boucle a la dimension d'un travail :



(Fig I.11)

- A : position fin d'expiration
- B : position fin d'inspiration

A remarque la pression intrapleurale assimilable à la pression œsophagienne est négative, elle est plus négative en inspiration qu'en expiration.

La compliance pulmonaire dynamique  $C_L$  (Fig I.11) est donnée par :

$$C_L = \frac{\text{Volume échangé (AC) en ml}}{\text{pression (AD) en cm H}_2\text{O}}$$

La figure (I.11) montre les différents sortes de travail que l'on peut envisager. Le travail des forces élastique à l'inspiration est représenté par l'aire du triangle ABC calculer à partir du volume échangé (en ml) et la pression (en cm H<sub>2</sub>O), leur produit divisé par deux.

Le travail contre les forces non élastique est représenté par l'aire AEB. La somme de ces deux travaux donnée par l'aire AEBCA (que l'on peut déterminer par un planimètre) représente le travail total de la respiration pendant l'inspiration. Le travail élastique inspiratoire constitue une énergie potentielle utilisable au cours de l'expiration. Le travail des muscles expiratoire est donc nul et l'énergie nécessaire à l'expiration provient de l'énergie potentielle liée au travail élastique inspiratoire.

Enfin, pour un sujet normal, 70% du travail total d'inspiration est destiné à surmonter la résistance élastique et 30% du travail contre la résistance non élastique.

## CHAPITRE II : DESCRIPTION DE L'APPAREIL

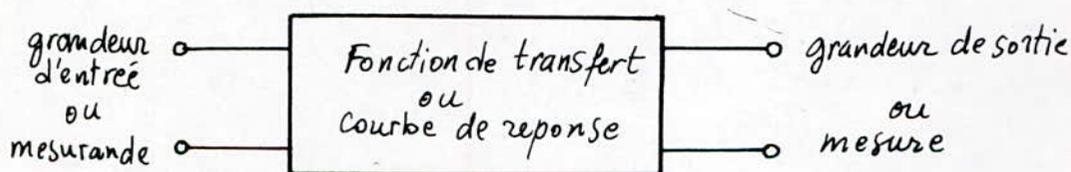
## II.1. Méthodes générales des mesures

Placé devant une grandeur qu'on veut mesurer, on a le choix entre plusieurs moyens pour aboutir à la solution; c'est à dire à l'expression précise de l'intensité de cette grandeur.

Du phénomène à nos sens, du mesurande à la mesure, l'énergie subit des transformations qui ont pour objet la rendre mieux adaptée à notre perception à l'aide d'un instrument de mesure.

Tout dispositif de mesure forme une véritable chaîne des éléments qui relie la grandeur à l'observateur.

Les éléments de cette chaîne reçoivent une grandeur d'entrée et restituent une grandeur de sortie de même nature ou de nature différente. Ils sont assimilable à des quadripôles, analogues à ceux qui considèrent les électroiciens (Fig II.1), ignorant en quelque sorte leur structure interne pour ne retenir que leur fonction de transfert, leur réponse, qui lie le signal recueilli à la sortie au signal injecté à l'entrée.



(Fig II. 1)

Ces éléments sont nombreux et variés, il est utile de distinguer :

- des capteurs: qui prélèvent le mesurande et doivent de ce fait présenter une structure telle qu'ils soient sensibles à la grandeur à mesurer. Par contre ils pourront restituer un signal un peu près quelconque, le plus mieux adapté à la suite des opérations. On les appelle parfois les capteurs ronds ou détecteurs.

- des transducteurs: en général qui modifient la structure

du signal délivré par le capteur. On les appelle parfois des convertisseurs de mesure.

- Les grandisseurs: qui accroissent le signal pour le rendre plus perceptible. Parmi eux il faut soigneusement distinguer:

a) Ceux qui se bornent à augmenter la valeur du signal à énergie constante et qui, selon le cas, seront désignés comme des transformateurs (de tension électrique par exemple), des leviers (mécaniques), des systèmes optiques (microscope ou projecteur).

b) Ceux qui injectent de l'énergie, prélevée d'une source extérieure, et accroissent ainsi non seulement l'amplitude du signal mais aussi sa puissance ou les appelle amplificateurs.

- Les filtres: qui modifient la forme du signal, pour n'en conserver que certains aspects, ou qui changent la réponse du transducteur, et qui sont des écartereurs, correcteurs.

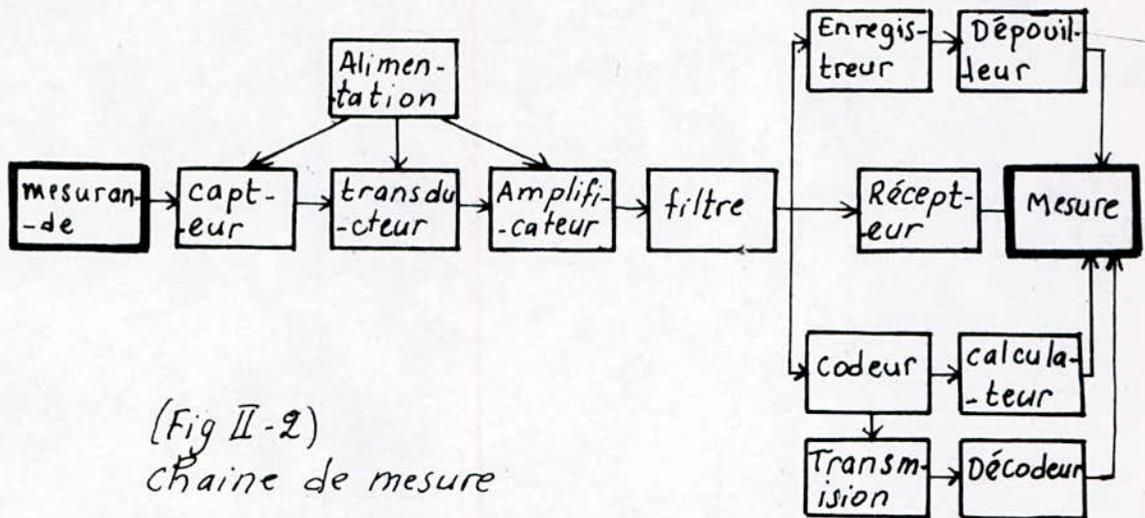
- Les codeurs: qui transforment une grandeur d'entrée analogique en une grandeur de sortie numérique, les transcodeurs qui font passer d'un code à un autre. Les décodeurs qui prennent une grandeur numérique pour en donner une valeur analogique.

- Les enregistreurs, ou les mémoires, qui gardent la trace de la mesure entre l'instant où elle se manifeste et celui où elle pourra être exploitée.

- Les dépouilleurs: qui extraient de l'enregistreur son contenu informationnel, et qui peuvent être automatiques, semi automatiques ou manuels.

- Les récepteurs: qui fournissent la mesure. Ce sont des échelles graduées sur lesquelles se déplace un index ou des tableaux d'affichages de valeurs numériques ou les appelle aussi des dispositifs de lecture ou lecteurs.

- Les calculateurs: qui exploitent une ou plusieurs mesures, simultanées ou décalées dans le temps, et qui peuvent effectuer des opérations d'addition, de soustraction, de multiplication, de division, d'exponentiation, d'intégration, de différentiation etc....



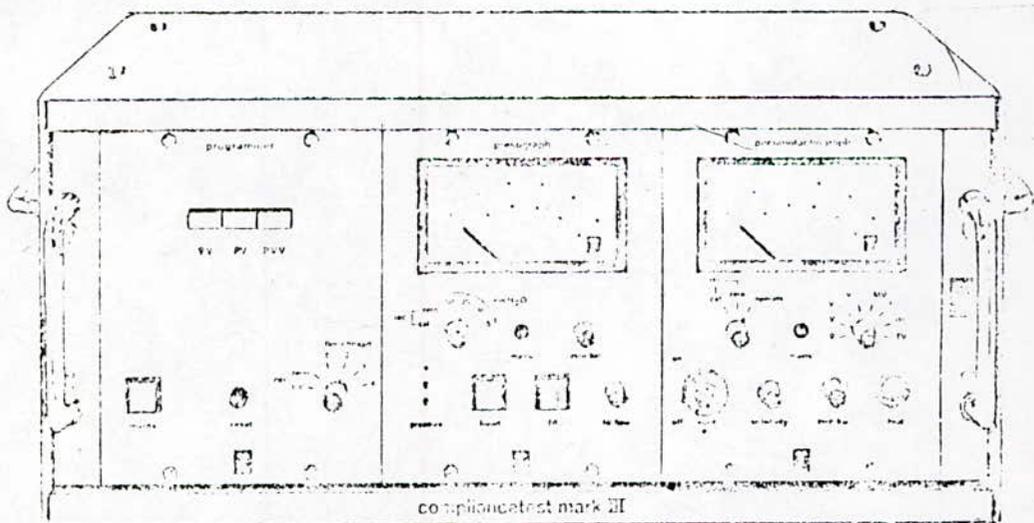
(Fig II-2)  
chaîne de mesure

## II.2 Description de l'appareil:

### Présentation de l'appareil:

L'appareil proposé d'étudier son fonctionnement est :  
"GOULD GODART COMPLIANCE TEST MARK III TYPE 19880-C"  
de fabrication hollandaise, c'est un système designé et develop-  
-pé pour l'enregistrement et la détermination de mécanisme  
de respiration

Cet appareil est fait de quatre unités dont les trois pre-  
-mières sont contenues dans un même boîtier, la quatrième  
unité est une table traçante séparée.



(Fig II-3)

- 1<sup>ère</sup> unité : Pneumotachographe
- 2<sup>ème</sup> unité : Pressographe
- 3<sup>ème</sup> unité : Programmeur
- 4<sup>ème</sup> unité : Enregistreur ou table traçante

### II.2.1. 1<sup>ère</sup> unité : pneumotachographe :

A partir du débit des gaz de respiration, cet instrument ou cette unité qui peut travailler indépendamment des autres unités, détermine quelques paramètres caractérisant le système, dont on peut citer :

- " $\dot{V}$ " : débit des gaz de respiration,
- " $V$ " : volume de gaz respiré,
- " $V_{I+E}$ " : Volumes séparés des gaz d'inspiration et d'expiration
- " $V_{\Sigma I}$ " : Volumes cumulés des gaz inspirés
- " $M.V$ " : (Minute volume), le débit moyen en litres/minute
- " $f$ " : fréquence de respiration
- " $r_{tr}$ " : (Respiration ratio time), le temps d'expiration sur le temps d'un cycle de respiration.
- " $T.V$ " : (Tidal Volume) le volume de gaz échangé pour un cycle de respiration

#### II.2.1.1 Principe de fonctionnement :

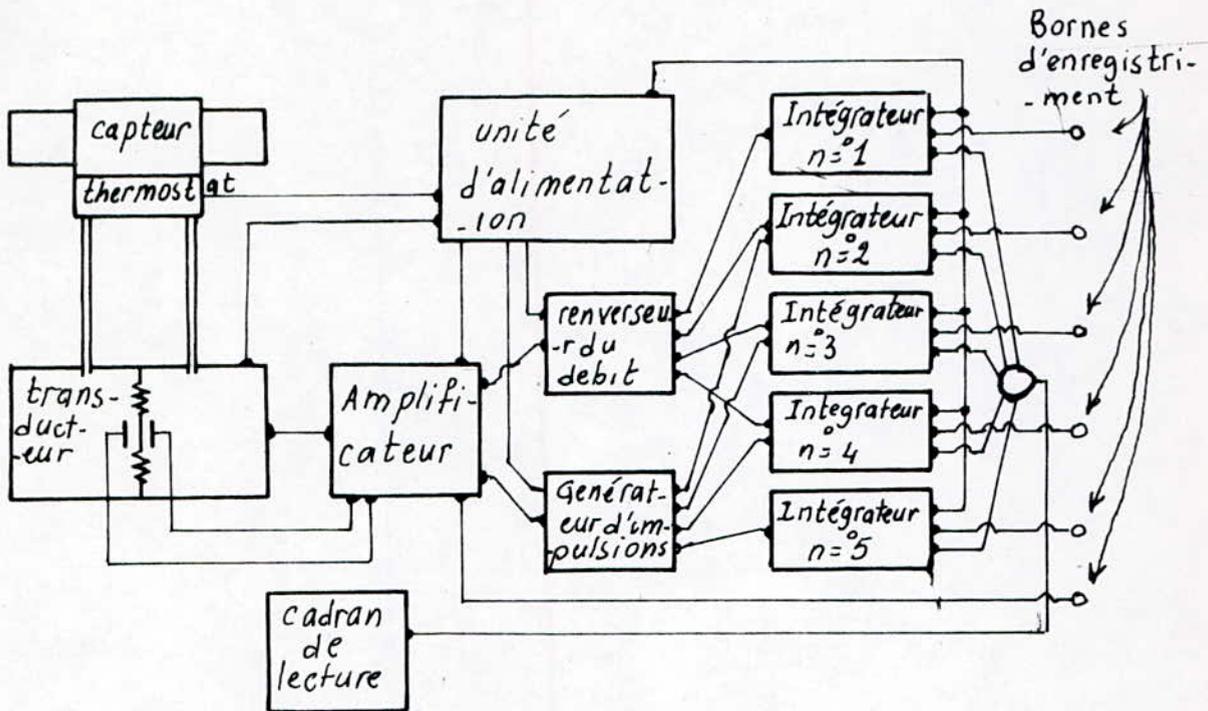
La documentation fournie avec l'appareil est incomplète, c'est juste publicitaire, rien n'est clair en ce qui est du fonctionnement de cet appareil. On a procédé par essais pour éclaircir son principe de fonctionnement, son étalonnage et en fin donner des indications pour l'utilisateur.

Cet instrument sert à fournir des mesures, d'après l'introduction faite au début de ce chapitre l'existence d'une chaîne de mesure allant du capteur jusqu'au récepteur qui donne directement la mesure désirée.

L'analyse de cette chaîne révèle l'existence :

- d'un capteur de débit des gaz de respiration
- d'un transducteur
- d'un amplificateur
- des calculateurs (intégrateurs)
- d'un récepteur (cadran et table traçante)

Le schéma de cet instrument donné par son constructeur est représenté sur la figure II.4



(Fig II.4) Diagramme du Pneumotachographe.

### II.2.1.1.1 capteur de débit d'air.

C'est un élément important de la chaîne de mesure, il transforme le débit des gaz qui le traverse en une différence de pression. On l'appelle parfois tête de Fleisch.

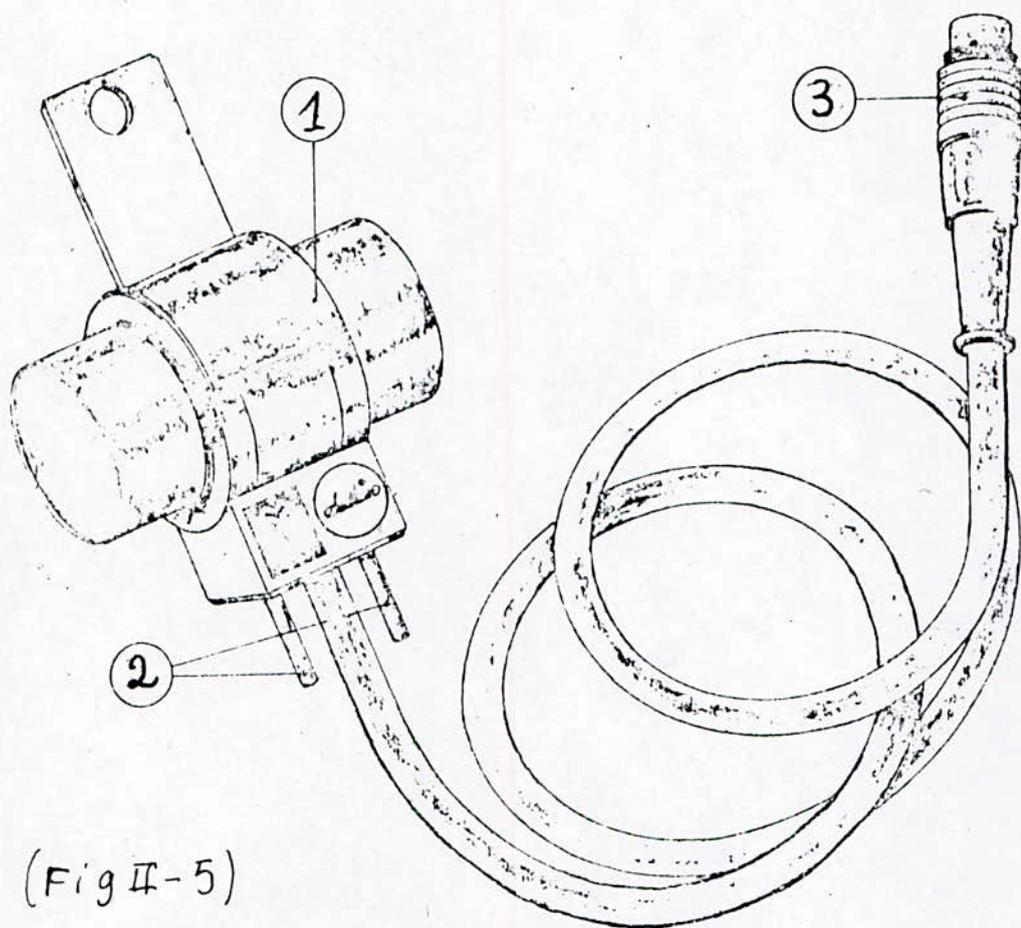
Ce capteur est basé sur la loi de Poiseuille pour assurer l'écoulement laminaire des gaz qui le traversent, pour maintenir une différence de pression mesurée entre deux points de ce tube ; cette différence de pression est directement proportionnelle au débit des gaz :

$$\Delta P = K_1 \dot{V} \quad (K_1 \text{ constante})$$

Les gaz qui traversent le capteur contiennent une certaine quantité d'eau (pendant l'inspiration l'air du milieu ambiant contient des gouttelettes d'eau l'air est humide, pendant l'expiration les gaz contiennent du gaz carbonique et de l'eau provenant des produits de combustion cellulaires). Pour éviter la condensation de ces gouttelettes sur les parois du capteur, ce dernier est équipé d'un thermostat qui garde la tem-

- température constante ( $37 \pm 3$ )°C, l'échauffement se fait par une résistance électrique incorporée dans le capteur.

Pour assurer l'écoulement laminaire le capteur est formé de plusieurs tube concentrique séparés par une distance de 1 mm. Cette distance est faible devant le diamètre du capteur et on considère que l'écoulement se fait entre deux plaques planes très rapprochées l'une à l'autre (on y reviendra sur cette notion au chapitre III.)



(Fig II-5)

- ① : capteur ou tête de "Fleisch".
- ② : prises de pression
- ③ : Fiche électrique pour le chauffage du capteur et réglage de son température, on la branche au pneumotachographe.

Le capteur du débit est symétrique, une extrémité se trouve dans la bouche du malade lors de l'examen l'autre extrémité est libre, Cette position est valable

pour les deux temps de respiration. La pression dans le tube va en décroissance avec le sens de l'écoulement. Alors la différence de pression entre deux points du capteur est positive pendant l'inspiration, elle est négative lors de l'expiration.

Vue la variation des débits des gaz de respiration en fonction de la catégorie d'âge humain, vue la caractéristique exigée pour les capteurs d'être linéaire jusqu'à une différence de pression de 8 mm colonne d'eau, ou généralement  $(6 \pm 2) \text{ mm H}_2\text{O}$ . Pour garantir cette linéarité, huit (08) capteurs de différentes dimensions sont fournis avec l'appareil, correspondant aux différentes catégories d'âge; chaque capteur porte une plaque sur laquelle sont données trois valeurs de débits et les différences de pression correspondantes. Ces capteurs sont numérotés 1; 2; 3; 4; (0); (00); (000); (0000)

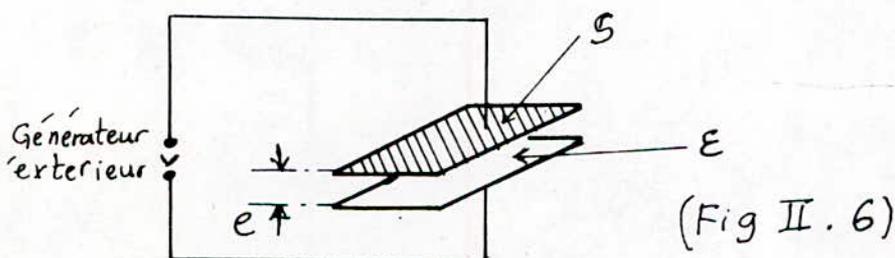
On n'en dispose que deux; un petit capteur correspondant au numéro 2 et l'autre grand capteur correspondant au n° 4.

Le capteur est relié au transducteur par deux tubes en plastique très fins.

### II.2.1.1.2 Transducteur

Il reçoit la différence de pression (proportionnelle au débit des gaz de respiration) la transforme en signal électrique. Il est de type à capacitance.

Ce procédé en général fait appel aux variations d'un des paramètres modifiant le champ électrique établi entre deux plaques de forme appropriée d'une source d'alimentation extérieure:



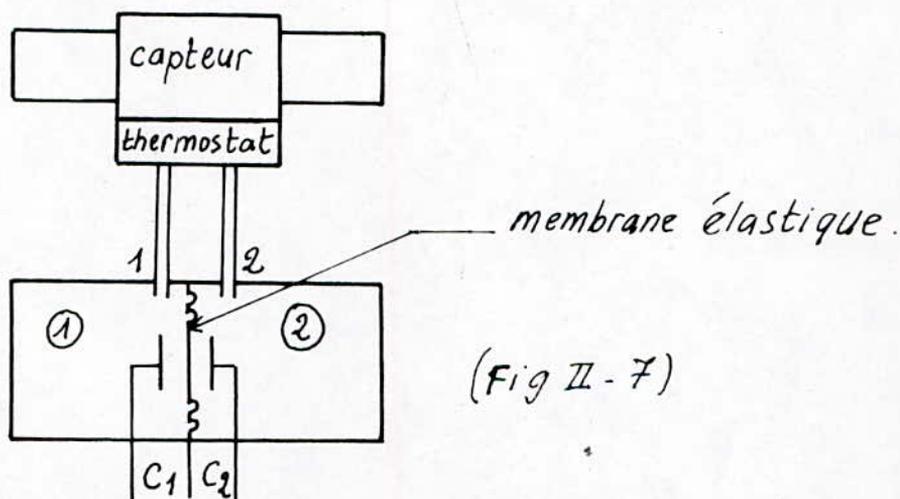
D'une manière générale cette variation peut intervenir soit par la modification de forme de ces conducteurs ( $S$ ), soit par la distance les séparant ( $e$ ), soit encore en fonction du milieu où sont placés. Un tel circuit est constitué par deux plaques métalliques appelées armatures séparées par un milieu isolant c'est à dire un diélectrique, dont la permittivité est constante, s'exprime par le coefficient  $\epsilon$ . La capacité d'un tel condensateur est donnée par :

$$C = \epsilon \cdot \frac{S}{4\pi e} \quad \text{ou: } S \text{ est la surface active des plaques}$$

$e$  : distance les séparant.

Le simple examen de cette formule montre que l'on peut obtenir la variation de la capacité  $C$  en faisant varier l'un des facteurs  $S$ ,  $e$  ou  $\epsilon$

Le transducteur utilisé dans le pneumotachographe est formé de trois armatures, dont une est mobile reliée à une membrane élastique divisant le transducteur en deux chambres. On obtient alors deux condensateurs variables  $C_1$  et  $C_2$  (Fig II.7)



Les deux prises de pression 1 et 2 effectuées sur le capteur reliées par deux tubes en plastiques à deux chambres respectivement ① et ② du transducteur séparées par une membrane élastique portant une plaque métallique situant entre deux autres. La différence de pression dans les deux chambres qui n'est autre que celle créée par le débit des gaz de respiration qui traverse le capteur, déplace la membrane élastique à droite ou à gauche (Fig II-7) suivant le signe de la différence de pression qui dépend

du sens d'écoulement des gaz dans le capteur, ce qui donne une variation des capacités des condensateurs  $C_1$  et  $C_2$ .  
 D'une façon générale la variation de différence de pression au niveau du capteur est convertie en un signal électrique disponible à la sortie du transducteur.

### II.2.1.1.3 : Amplificateur.

Le signal électrique obtenu à la sortie du transducteur est faible, il est de l'ordre 100 milliVolt pour une différence de pression au niveau du capteur de 1mm colonne d'eau. L'amplificateur augmente la tension de ce signal jusqu'à 5 volts nominal et le transmet à l'élément suivant de la chaîne de mesure.

### II.2.1.1.4 : Calculateurs:

A la sortie de l'amplificateur, le signal donne le débit de gaz de respiration sur un cadran de lecture ou sur un enregistreur. Ce signal peut être transmis aux calculateurs pour donner différents paramètres de la respiration par les intégrateurs et par les autres éléments:

**Intégrateur n°1:** par intégration du débit donne le volume de respiration en courbe continue.

**Intégrateur n°2:** Similaire au premier, il donne le volume d'expiration et d'inspiration en tranche par un retour à zéro à la fin de chaque temps de respiration (exp-insp)

NOTE: Les intégrateurs n°1 et n°2 sont automatiquement remis à zéro dans tous les cas où la tension dépasse 5,5 volts (positive ou négative) c'est à dire la différence de pression au niveau du capteur dépasse 6 mm H<sub>2</sub>O

**Intégrateur n°3:** Il additionne les volumes provenant des inspirations

NOTE: Cet intégrateur est automatiquement remis à zéro, si le signal

de passe -5 Volts ce qui correspond à une différence de pression de plus de 6 mm H<sub>2</sub>O créé par l'inspiration.

**Intégrateur n°4** : Il intègre les valeurs absolues de débit de respiration et les divise par deux (2) pour donner le débit moyen, en litres par minute.

**Intégrateur n°5** : Il détermine la moyenne des volumes maximaux positifs de l'intégrateur n°2 pour donner le volume échangé pendant les cycles de respiration.

des autres paramètres : fréquence (f) et le temps d'expiration par rapport au temps total d'un cycle de respiration (rtr), sont donnés par des éléments à capacité dont le catalogue n'en parle pas sur son schéma, On y reviendra dans le chapitre IV lors de l'interprétation des courbes qui déterminent ces paramètres.

L'appareil est équipé en dehors de ces éléments d'un impulsionnaire qui fournit des impulsions à ces derniers à chaque changement de temps de respiration (exp-insp)

## II.2.1.2 Description détaillée du pneumotachographe

### II.2.1.2.1 : Face avant

(Voir fig II.8 a)

- ① **Cadran de lecture** : formé de deux échelles (échelle supérieure graduée : -5; 0; 100, échelle inférieure : -2,5; 0; 50) la dernière correspond à la fréquence de respiration.
- ② **Commutateur de selection de mode** : Sa rotation donne lieu à trois positions :
  - CAL : position pour opérer la calibration du capteur de débit cette position permet d'avoir -5 Volts aux bornes de l'enregistrement.
  - Zéro : dans cette position tout les intégrateurs sont remis à

zéro.

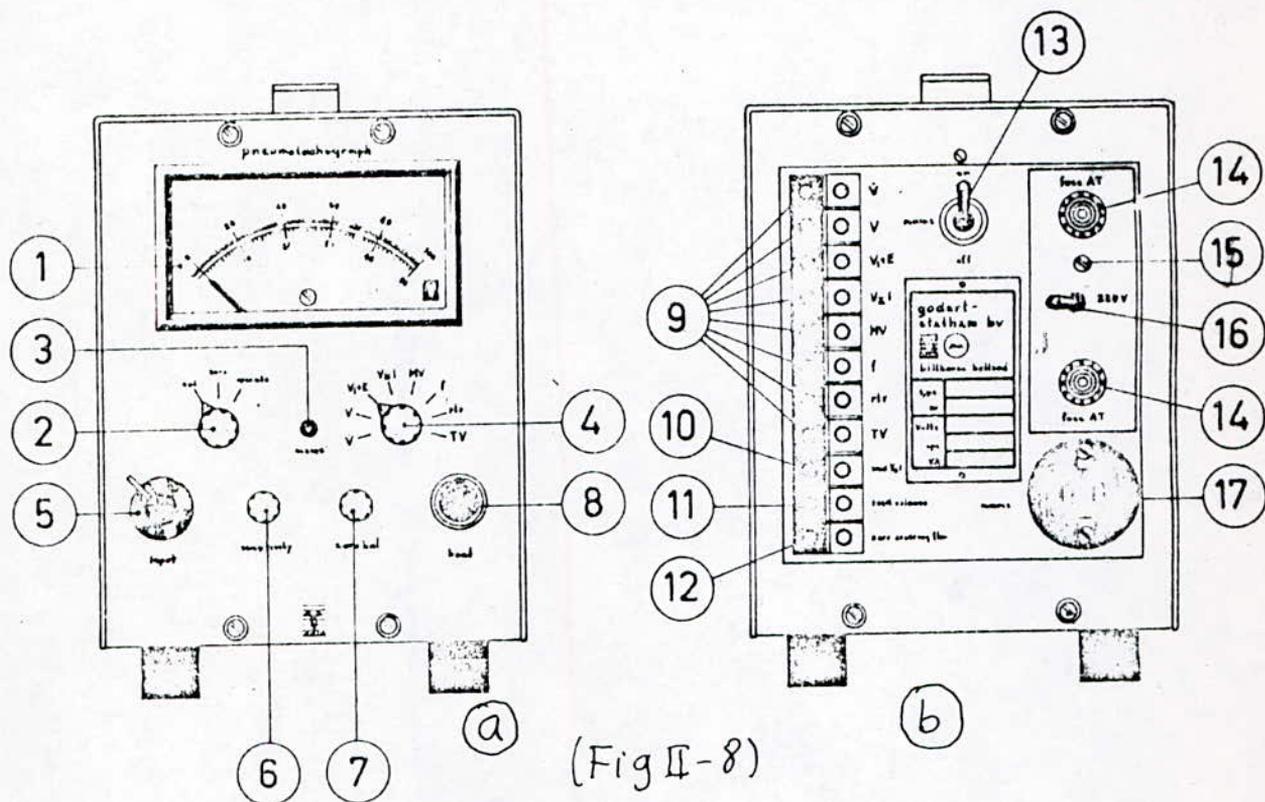
-OPERATE : position pour opérer et prendre les mesures.

③ lampe témoin : s'allume au rouge quand l'appareil est sous tension.

④ Selecteur de paramètres

: occupe huit (8) positions en rotation correspondant aux paramètres respiratoires fournis par l'appareil.

NOTE : ce commutateur est utilisé pour une lecture sur le cadran de l'appareil, indépendamment du choix de paramètres sur la table traçante.



(Fig II-8)

⑤ Valve d'entrée des gaz

: Elle est reliée au capteur par deux tubes en plastique très fins, elle occupe deux positions par rotation: "OFF": l'appareil est en communication avec l'atmosphère, l'aiguille du cadran indique zéro.

"ON": l'instrument est connecté avec

le capteur pour avoir le signal correspond du débit d'air  
 NOTE : Durant la respiration la valve doit être en position "ON"

- ⑥ Sensibilité : Utilisé pour le réglage du cadran lors de la calibration du capteur.
- ⑦ Ajustement de zéro : Utilisé pour remettre l'aiguille du cadran à zéro quand il faut.
- ⑧ Bornes d'échauffement : Comportant six (6) pôles pour alimenter le thermostat du capteur.

### II.2.1.2.2 : Face arrière (Fig II.8.b)

- ⑨ Bornes d'enregistrement : Sont en nombre de huit (8) paires (une borne rouge et l'autre noire représentant la masse de terre) repérées par l'initiale des huit paramètres de respiration ( $V, V, V_{\Sigma I} \dots$ )
- ⑩ Reset ( $V_{\Sigma I}$ ) : Une paire de bornes qui par court-circuit, ramène l'intégrateur qui fournit le signal " $V_{\Sigma I}$ " à zéro.
- ⑪ Borne Reset (Volumes) : Une paire de bornes qui par court-circuit, ramène l'intégrateur  $n=1$  à zéro.
- ⑫ Bornes d'impulsionnaire : Une paire de bornes qui représente la sortie des impulsions de commande
- ⑬ Commutateur marche/arrêt : deux positions, "ON" : marche et "OFF" : arrêt.
- ⑭ Fusibles : deux fusibles pour protéger l'appareil.
- ⑮ Vis de sécurité : pour éviter tout accident provenant du mauvais choix de tension.
- ⑯ Sélecteur de voltage : deux positions 110 V ou 220 V
- ⑰ Borne d'alimentation en courant électrique.

### II.2.2. 2<sup>e</sup> unité : Pressographe :

C'est l'unité qui sert à donner la différence de pression entre la bouche et l'œsophage, qui <sup>est</sup> assimilable à la pression intrapleurale-buccale.

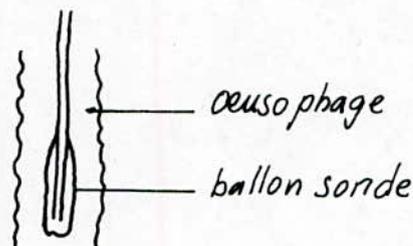
## II.2.2.1 Principe de fonctionnement

La chaîne de mesure de cet instrument se compose :

- d'un capteur;
- d'un transducteur, amplificateur;
- d'un récepteur (cadran à aiguille ou bornes pour enregistrement)

Le capteur, dans ce cas, est un ballon en plastique, qu'on introduit à travers le nez du malade, jusqu'à l'œsophage, un anneau est placé dans la bouche de <sup>ce</sup> dernier. Ces deux éléments donnent la différence de pression intracœsophagienne-buccale, qui forme le signal d'entrée du transducteur solidaire de l'appareil.

Le ballon sonde est en matière plastique, possédant une certaine élasticité. Pour pouvoir remplir ces fonctions de transmission de pression œsophagienne au transducteur, il faut que la pression à l'intérieur du ballon soit égale à la pression qui règne dans l'œsophage. Pour cela il faut remplir ce dernier judicieusement d'une certaine quantité d'air.



(Fig II.9)

La façon de remplir ce ballon sera exposé au chapitre consacré au mode opératoire.

L'instrument est équipé d'une petite pompe dont le débit d'écoulement est ajustable, elle permet de remplir le ballon œsophagien d'air (Fig II 10). Le débit de cette pompe doit être réglé en fonction du ballon œsophagien utilisé, qui dépend de la personne à examiner et de sa catégorie d'âge. Différents ballons de différentes dimensions sont fournis avec l'appareil.

La pompe est commandée par deux boutons poussoirs localisés sur la face avant du pressographe; Ils sont marqués:

- "FILL": l'action sur ce bouton permet de remplir le ballon
- "BLEED": l'action sur ce bouton permet de vider le ballon

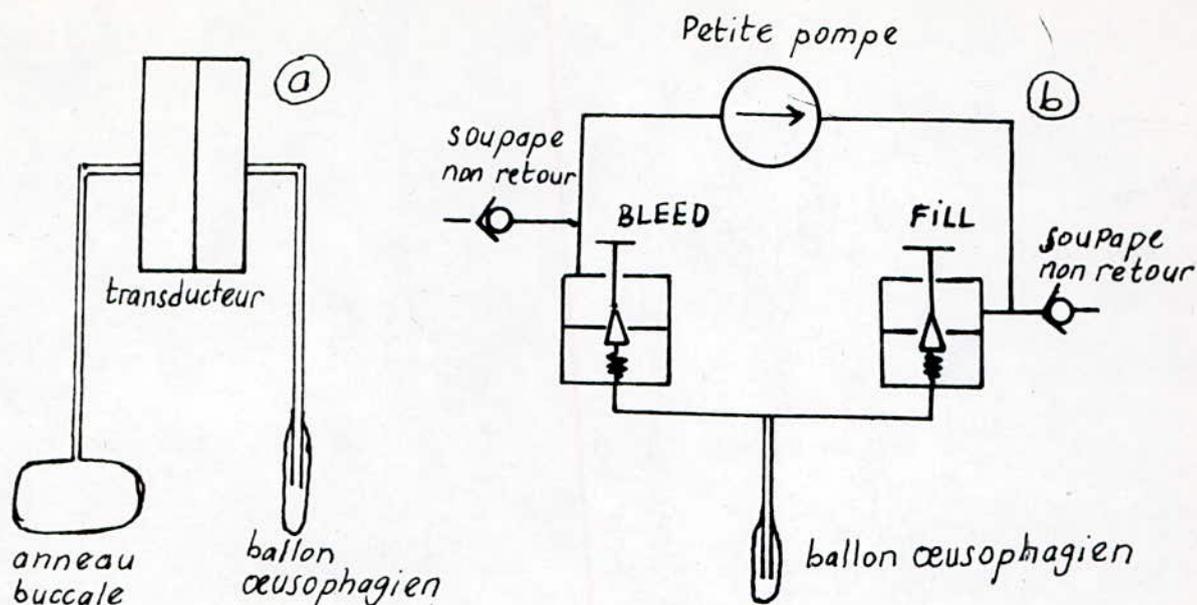


Fig II. 9

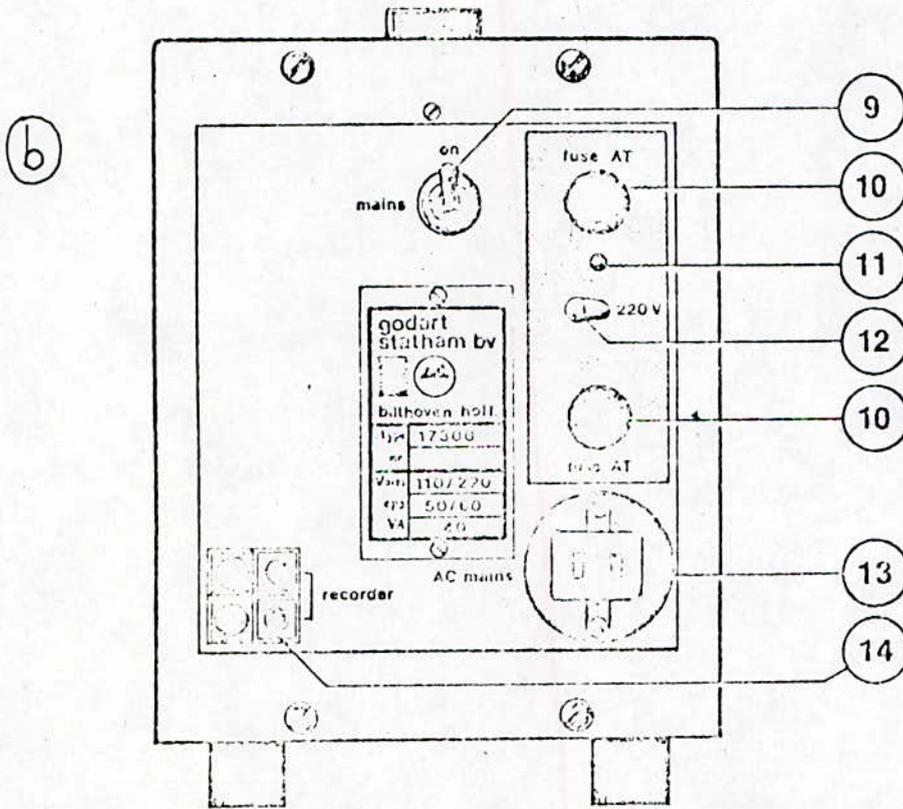
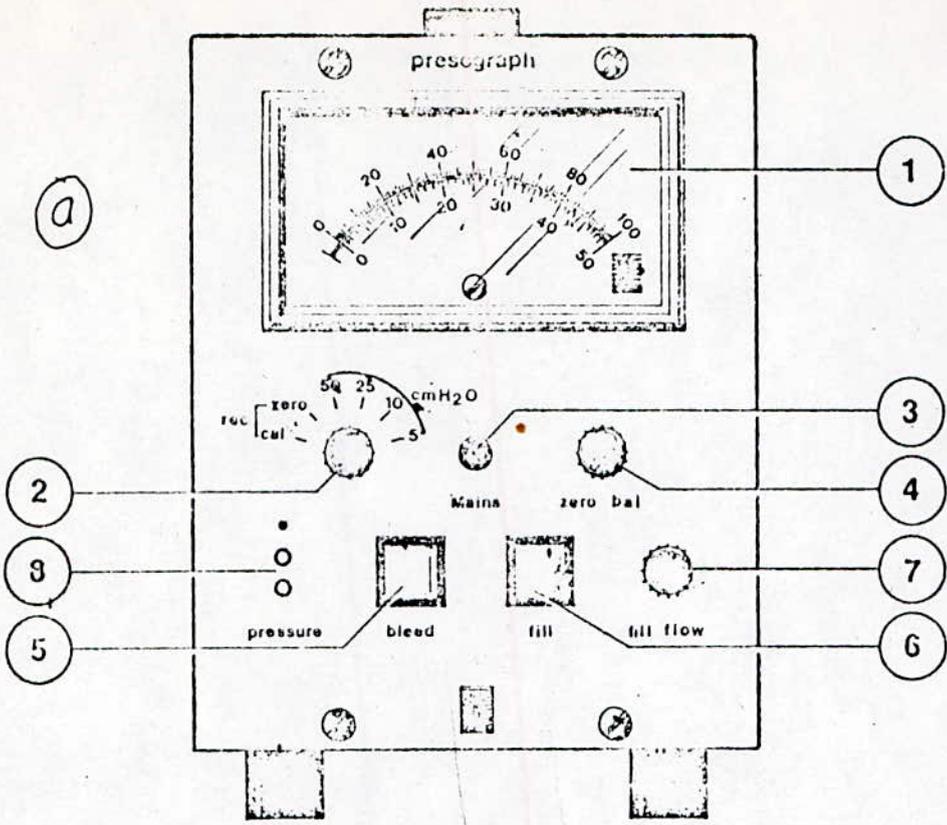
En actionnant le bouton "BLEED" l'air est aspiré par la pompe, du ballon et passe dans l'atmosphère, le bouton "FILL" est au repos. Le contraire l'air passe de l'atmosphère pour remplir le ballon à l'aide de la petite pompe.

Lors de l'examen clinique, le ballon rempli d'air introduit dans l'œsophage du malade, l'anneau buccal dans sa bouche, le transducteur transforme la différence de pression entre ces deux derniers éléments en signal électrique. Le signal obtenu est faible, on l'amplifie pour lire la valeur qui lui correspond sur un cadran de lecture ou on le dispose sous forme de tension aux bornes de l'enregistreur. La tension maximal disponible est  $-5V$  et  $+5V$

## II.2.2.2 : Description détaillée du pressographe

### II.2.2.2.1 : Face avant : ( Fig II.10. a )

- ① cadran de lecture : comporte deux échelles :
  - échelle supérieure graduée de 0 à 100
  - échelle inférieure graduée de 0 à 50
- ② sélecteur de mode : occupe six positions en rotation
  - CAL :  $-5V$  disponible aux bornes d'enregistrement
  - Zero :  $0V$  disponible aux bornes d'enregistrement pour tracer la ligne de référence (différence de pression nulle)
  - quatre (04) positions notées (5 ; 10 ;



(Fig II. 10)

25 ; 50) cm  $H_2O$ , correspondantes aux valeurs maximales sur l'échelle choisie du cadran.

- ③ **Lampe témoin** : Son allumage indique que l'appareil est sous tension.
- ④ **Bouton d'ajustement de zéro du cadran** : pour contrôler la position de l'aiguille du cadran à zéro.
- ⑤ **Bouton poussoir Fill** : L'action sur ce bouton permet de remplir le ballon œsophagien d'air
- ⑥ **Bouton de réglage du débit d'air de la pompe** : potentiomètre pour régler le débit de remplissage ou de vidange du ballon fourni par la pompe.
- ⑧ **Orifices d'entrée de pression** : il y en a deux, un pour être connecter avec le ballon (marqué par un point) et l'autre avec l'anneau buccal

### II.2.2.2.2 Face arrière (Fig II.10.b)

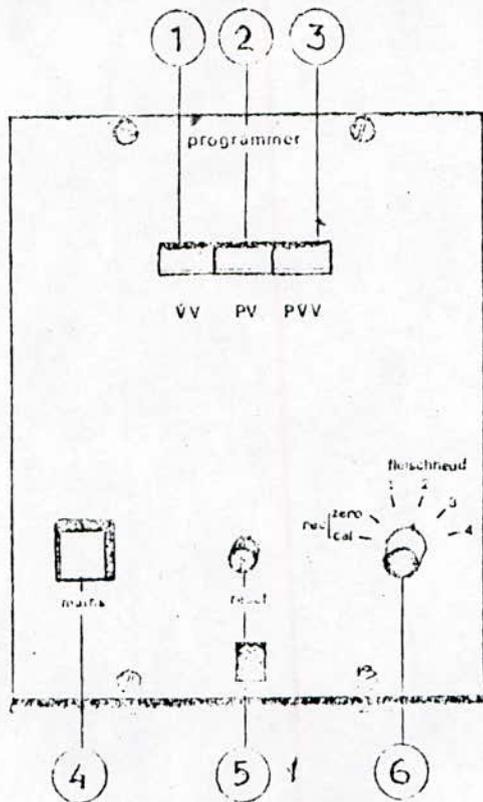
- ⑨ **Commutateur marche-arret** : deux position : "ON" = marche ; "OFF" = arrêt
- ⑩ **Fusibles** : deux fusibles pour protéger contre les surtensions.
- ⑪ **Vis de sécurité** : évite tout accident provenant d'un mauvais choix de tension
- ⑫ **Sélecteur de voltage** : deux positions 110V ou 220V
- ⑬ **Bornes d'alimentation en courant électrique**
- ⑭ **Bornes d'enregistrement** : deux paires de bornes (chaque paire comporte une borne rouge et une autre noire pour la masse de terre) ces bornes sont destinées à relier l'appareil à un enregistreur.

## II.2.3 : 3<sup>e</sup> unité le programmeur :

### II.2.3.1 Principe de fonctionnement :

Cette unité reçoit les signaux de débit et de pression des deux autres unités. Elle est reliée au pneumotachographe par

par deux fils branchés à une paire de borne d'enregistrement marqué  $\dot{V}$  (débit), au pressographe par deux autres fils branchés aux bornes d'enregistrement de ce dernier. A partir de ces signaux le programmeur relié à une table traçante permet d'enregistrer sur papier les courbes pression-volumes (P-V), débit-volume ( $\dot{V}$ -V) et la courbe P.V.V (Si on dispose d'une table traçante à double plumes). En plus cet instrument permet de sélectionner le temps d'intégration ( $V = \frac{1}{T_i} \int_0^t \dot{V} dt$ ).



(Fig II.11)

De même l'instrument est équipé d'un marqueur de temps visible sur la courbe  $\dot{V}$ -V (on y reviendra dessus au chapitre des essais)

### II.2.3.2 Description détaillée du programmeur (Fig II.11)

- ① Bouton de sélection du programme VV
- ② Bouton de sélection du programme (P.V) compliance
- ③ Bouton de sélection du programme P.V.V pour l'enregistrement des courbes  $\dot{V}$ V et P.V simultanément.
- ④ Lampe témoin.
- ⑤ Bouton poussoir "RESET" en poussant ce bouton, tout

Les intégrateurs de volume se remettent à zéro.

- ⑥ Sélecteur du temps d'intégration : occupe six positions en rotation - Positions CAL et zéro utilisées pour étalonner la table traçante
- Position 1, 2, 3 et 4 correspondent à la sélection de constante de temps relative au numéro de capteur de débit utilisé.

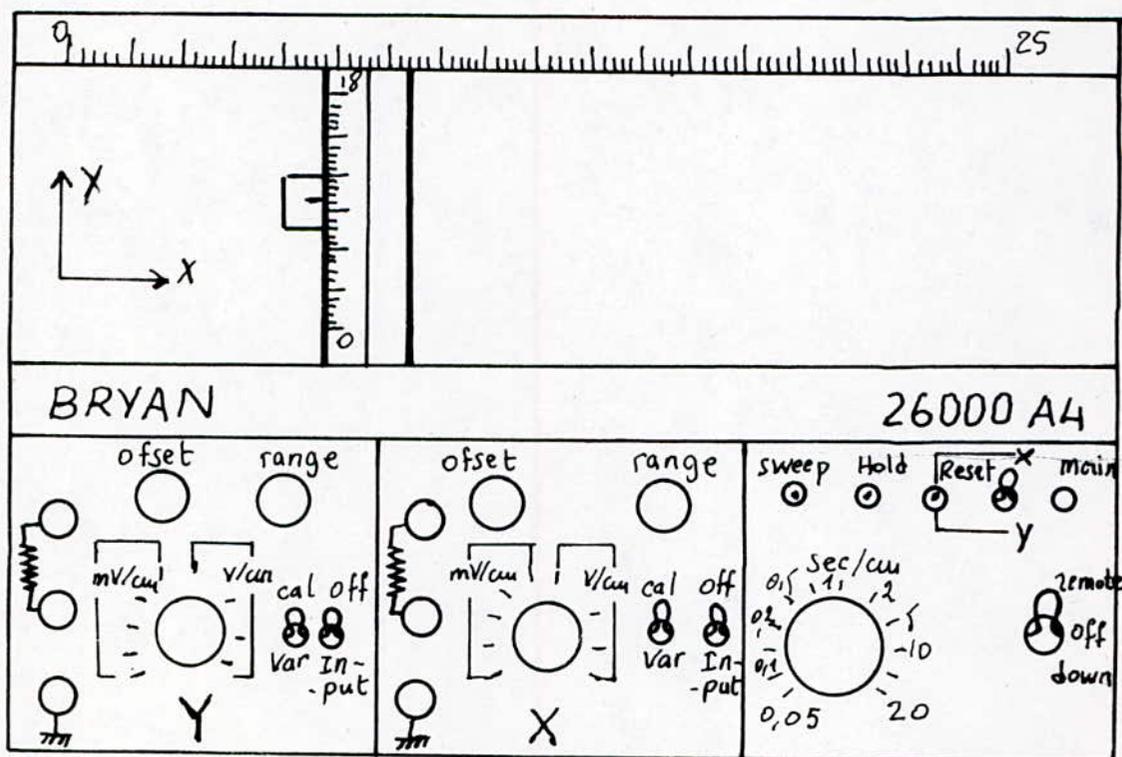
La face arrière de cette instrument montre :

- 2 Fusibles
- des bornes pour l'alimentation en courant électrique
- Une borne spéciale de six prises pour l'enregistrement.

#### II.2.4 : 4<sup>e</sup> unité : enregistreur :

Cette unité est le moyen avec lequel on enregistre des paramètres sous forme de courbes ; Pression - Volume ; Volume - débit et autres éléments essentiels de la respiration en fonction du temps. Si nécessaire l'aire de ces courbes peut être calculer par un planimètre.

La table traçante qui accompagne cet appareil est de type BRYAN 26000 A4 à une seule plume ce qui rend impossible l'obtention de la courbe P-V-V avec cet instrument.



(Fig II.12)

On peut tracer des courbes sur les des axes de cet enregistreur de même on peut choisir l'échelle sur les deux axes et la base de temps pour les deux axes avec échelle en seconde/cm.

### II.3 Spécifications technique de l'appareil

- Domaine de mesure :
  - débit  $\dot{V}$  : 0 à 10 litres/seconde maximal
  - Volume  $V$  : 0 à 5 litres maximal
  - Pression  $P$  : 0 à 50 cm colonne d'eau maximal.
- Programme :
  - courbe :  $\dot{V} \cdot V$
  - courbe :  $P \cdot V$
  - courbes :  $(P \cdot V + \dot{V} \cdot V)$  simultanément sur table tracante à deux plumes
  - Courbe  $V \cdot t$
- marqueur de temps sur les courbes  $\dot{V} \cdot V$  et le signal de  $V$
- Possibilité de sélection de temps d'intégration au niveau du programmeur
- tension : 220 V ou 110 V ; 50 ou 60 Hz
- Dimension :
  - Longueur : 570 mm
  - hauteur : 230 mm
  - largeur : 340 mm.
- Poids : 21,5 kg.

### III.1. Introduction

L'écoulement d'un fluide réel est plus complexe <sup>que celui</sup> d'un fluide idéal. Des forces de frottement prennent naissance entre les particules du fluide et les parois qui le limitent, ainsi qu'entre les particules elles-mêmes du fait de la viscosité du fluide réel. Les équations qui pourraient décrire l'écoulement n'ont pas de solution générale. Ainsi doit-on, pour résoudre les problèmes d'écoulement, utiliser les résultats expérimentaux ainsi que les méthodes semi-empiriques.

Il y a deux types permanent d'écoulement de fluide réel. On les appelle écoulement laminaire et écoulement turbulent.

. Ecoulement laminaire: Dans cet écoulement, les particules se déplacent en lignes droites parallèles disposées en couches, ou lamelles. Les grandeurs des vitesses de lamelles adjacentes ne sont pas les mêmes (existence d'un gradient de vitesse suivant l'axe perpendiculaire à celui de l'écoulement).

L'écoulement laminaire obéit à la loi reliant la contrainte tangentielle visqueuse ( $\tau$ ) au taux de déformation angulaire, c'est à dire le produit de la viscosité dynamique du fluide par le gradient de vitesse, soit  $\tau = \eta \frac{du}{dy}$  ( $y$  est un axe perpendiculaire à l'axe de l'écoulement  $x$ ). La viscosité du fluide domine et supprime ainsi toute évolution vers la turbulence

. Nombre de Reynolds ( $R_E$ ): est un nombre sans dimensions, représente le rapport des forces d'inertie aux forces de frottement visqueux.

$$\text{nombre de Reynolds } R_E = \frac{Ud}{\nu} \text{ pour des tuyaux circulaires pleins}$$

-  $U$ : Vitesse moyenne en m/s

-  $d$ : diamètre du tuyau en m

-  $\nu$ : viscosité cinématique en  $\text{kg s/m}^2$

. Ecoulement turbulent: Dans cette écoulement, les particules fluides se déplacent dans toutes les directions au hasard. Il est impossible de décrire le mouvement d'une particule particulière

. Vitesse critique: C'est la vitesse au dessus de laquelle

toute turbulence est amortie par la viscosité du fluide. On trouve que la limite supérieure pour tout écoulement laminaire d'intérêt pratique est représenté par une valeur du nombre de Reynolds d'environ 2000.

Comme il a été dit le capteur de débit des gaz de respiration obéit à la loi des écoulements laminaires.

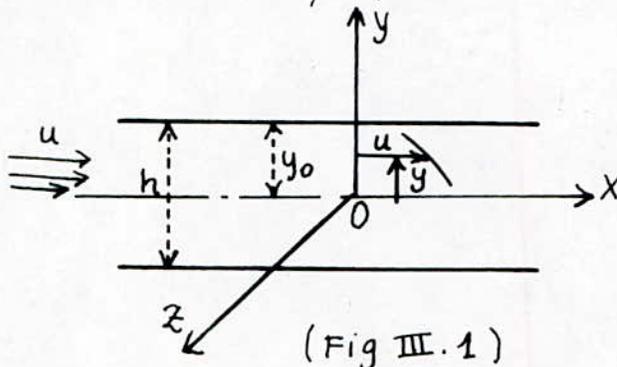
Nous limiterons donc notre étude dans ce chapitre à un exemple d'écoulement laminaire en régime permanent:

- Ecoulement entre deux plans parallèles.

### III.2 Ecoulement entre deux plans parallèles

Designons par  $h = 2y_0$  la distance des deux plans et choisissons comme suit les axes:

- l'axe  $oy$  est perpendiculaire aux deux plans,
- l'axe  $ox$  est parallèle à la vitesse d'écoulement  $u$ ,
- l'axe  $oz$  est perpendiculaire au deux axes ( $ox$  et  $oy$ )



Considérons les équations de Navier-Stokes:

$$\begin{cases} \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} = X - u \frac{\partial u}{\partial x} - v \frac{\partial u}{\partial y} - w \frac{\partial u}{\partial z} - \frac{\partial u}{\partial t} + \nu \Delta u \\ \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial y} = Y - u \frac{\partial v}{\partial x} - v \frac{\partial v}{\partial y} - w \frac{\partial v}{\partial z} - \frac{\partial v}{\partial t} + \nu \Delta v \dots \dots \dots [6] \\ \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} = Z - u \frac{\partial w}{\partial x} - v \frac{\partial w}{\partial y} - w \frac{\partial w}{\partial z} - \frac{\partial w}{\partial t} + \nu \Delta w \end{cases}$$

- $\rho$  masse volumique du fluide en écoulement.
- $x, y$  et  $z$  Composante de la Force extérieure  $F$  agissant sur l'unité de masse du fluide.
- $u, v$  et  $w$  vitesse des particules du fluide respectivement suivant les axes  $ox, oy$  et  $oz$ .
- $\nu$  viscosité cinématique du fluide.

du fait que la force extérieure qui est le poids du fluide est négligeable devant les forces de viscosité alors:

$$X = Y = Z = 0$$

• L'écoulement étant parallèle à  $ox$ , les lignes de courant sont des droites parallèles et  $v = w = 0$

• Le régime est supposé permanent, donc

$$\frac{\partial u}{\partial t} = \frac{\partial v}{\partial t} = \frac{\partial w}{\partial t} = 0 \quad \dots \dots \dots [6]$$

• L'équation de continuité:

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad \text{avec } v = w = 0 \quad \dots \dots \dots [6]$$

entraîne  $\frac{\partial u}{\partial x} = 0$

• Comme il s'agit d'un écoulement plan, identique à lui-même dans tous les plans parallèles à  $xoy$ , la vitesse  $u$  ne peut varier qu'avec  $y$  et  $\partial u / \partial z = 0$

Dans ces conditions, les équations de Navier-Stokes se simplifient et deviennent:

$$\begin{cases} \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} = \nu \frac{d^2 u}{dy^2} \\ \frac{\partial p}{\partial y} = 0 \\ \frac{\partial p}{\partial z} = 0 \end{cases} \quad \dots \dots \dots [6]$$

Les deux dernières équations montrent que la pression est constante dans les plans parallèles à  $yoZ$ ; elle ne dépend donc que de  $x$

$$\text{d'où } \frac{\partial p}{\partial x} = \frac{dp}{dx}$$

La première équation peut s'écrire:

$$\frac{dp}{dx} = \rho \nu \frac{d^2 u}{dy^2} \quad \text{avec } \eta = \rho \nu$$

$\eta$  : viscosité dynamique

$$\text{ou } \frac{d^2 u}{dy^2} = \frac{1}{\eta} \frac{dp}{dx}$$

où  $u$  ne dépend que de  $y$   
et  $p$  ne dépend que de  $x$

Puisque  $\frac{dp}{dx}$  ne dépend pas de  $y$ , intégrons l'équation par rapport à  $y$ ; il vient:

$$\frac{du}{dy} = \frac{1}{\eta} \left( \frac{dp}{dx} \right) y + C_1 \quad (C_1 \text{ constante})$$

$$u = \frac{1}{2\eta} \left( \frac{dp}{dx} \right) \frac{y^2}{2} + C_1 y + C_2$$

Les constantes  $C_1$  et  $C_2$  seront déterminées par les conditions aux limites.

Nous examinerons les cas les plus simples.

• Les deux parois sont immobiles : écoulement plan de Poiseuille

Les conditions aux limites sont les suivantes :

La vitesse à la paroi est nulle

$$u = 0 \quad \text{pour } y = y_0 \text{ et pour } y = -y_0 \text{ avec } y_0 = \frac{h}{2}$$

En remplaçant dans la dernière équation de vitesse  $u$  on obtient les valeurs des constantes :

$$C_1 = 0 \quad \text{et } C_2 = -\frac{1}{2\eta} \left( \frac{dp}{dx} \right) y_0^2$$

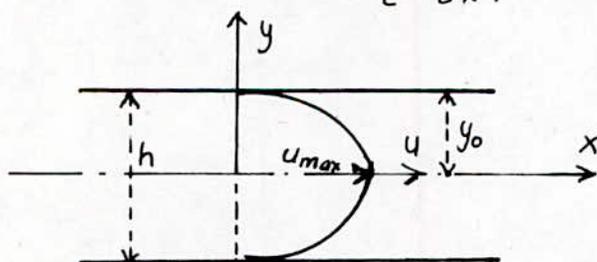
et l'expression de  $u$  devient :

$$u = \frac{1}{2\eta} \left( \frac{dp}{dx} \right) y^2 - \frac{1}{2\eta} \left( \frac{dp}{dx} \right) y_0^2 = -\frac{1}{2\eta} \left( \frac{dp}{dx} \right) (y_0^2 - y^2)$$

à remarque le gradient de pression dans le sens de l'écoulement  $\left( \frac{dp}{dx} \right)$  est négatif, d'où la vitesse  $u$  est positive

La répartition des vitesses dans le plan  $xoy$  est donc parabolique (Fig III.2); la vitesse maximale est atteinte au milieu de l'intervalle entre les deux plaques ( $y=0$ ) et a pour valeur

$$u_{max} = -\frac{1}{2\eta} \left( \frac{dp}{dx} \right) y_0^2$$



(Fig III.2)

La vitesse moyenne est donnée par :

$$u_m = \frac{1}{h} \int_0^h u \, dy$$

$$u_m = \frac{1}{h} \int_0^h -\frac{1}{2\eta} \left( \frac{dp}{dx} \right) (y_0^2 - y^2) \, dy$$

$$u_m = -\frac{1}{3\eta} \left( \frac{dp}{dx} \right) y_0^2 = \frac{2}{3} u_{max}$$

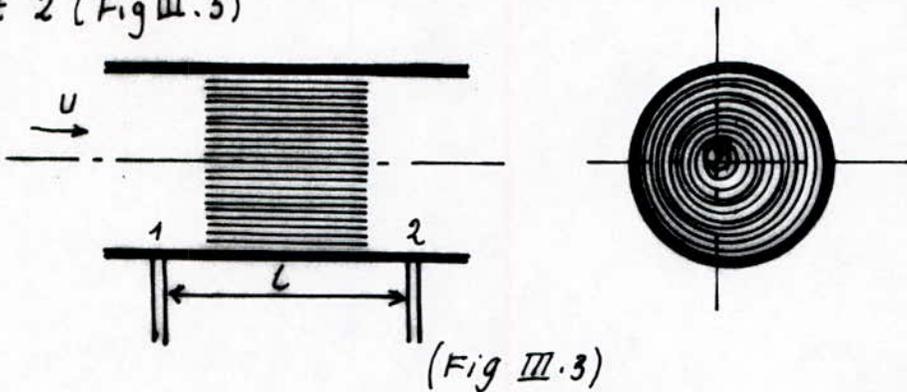
Pour une longueur  $l$  la pression varie de  $\Delta P$  on  $\frac{dp}{dx} = -\frac{\Delta P}{l}$

$$\text{d'où : } U_m = \frac{\Delta P}{3\eta l} y_0^2$$

L'écoulement reste laminaire tant que le nombre de Reynolds  $R_E = \frac{U_m \cdot h}{\nu} = \frac{2 U_m y_0}{\nu}$  reste inférieur à 1000 environ.

### III.3 Application de la loi de Poiseuille au capteur de débit.

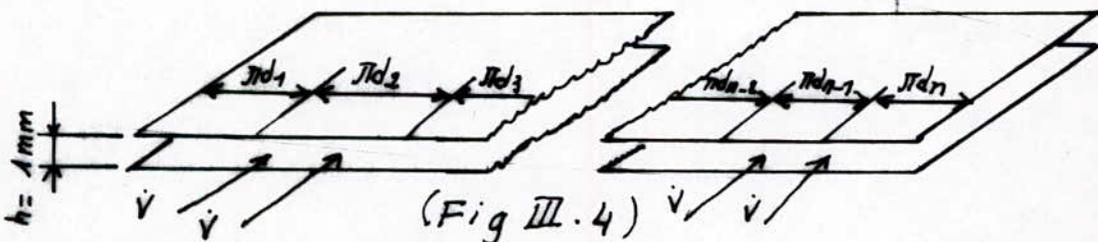
Le capteur de débit des gaz de respiration est un tube cylindrique composé de tube concentriques distant de 1mm, le long de lequel on a effectué deux prises de pression 1 et 2 (Fig III.3)



(Fig III.3)

Vue la distance très petite (1mm) entre deux cylindres voisins de ce capteur par rapport à leur diamètre, on considère l'écoulement entre ces deux cylindres comme un écoulement entre deux plans parallèles

Si on développe ces cylindres on obtient deux plans parallèles de largeur égal à la somme de leur périmètres  $\pi d_i$  ( $i$  correspond au rang du cylindre considéré) entre lesquels s'écoule le débit des gaz de respiration



(Fig III.4)

La largeur totale (Fig III.4) de ces cylindres développés vaut  $\sum_{i=1}^n \pi d_i = \pi \sum_{i=1}^n d_i$

La section de passage offerte au débit des gaz de res-

- piration vaut :  $S = h \pi \sum_{i=1}^n d_i$  ( $h = 1 \text{ mm}$ ).

de débit qui traverse cette section vaut :

$$\dot{V} = S \cdot U_m \quad (\text{débit volumétrique})$$

$$\dot{V} = \pi h U_m \sum_{i=1}^n d_i$$

le nombre de Reynolds  $R_E = \frac{U_m \cdot h}{\nu}$

avec  $U_m = \frac{\dot{V}}{\pi h \sum_{i=1}^n d_i}$

d'où  $R_E = \frac{\dot{V}}{\pi \nu \sum_{i=1}^n d_i}$  ; ce nombre doit être inférieur ou égal à 1000 pour que l'écoulement suit la loi de Poiseuille.

Dans l'expression de  $R_E$  on a :

-  $\nu$  : viscosité cinématique des gaz de respiration qui varie en fonction de la température de ces gaz, comme notre capteur est équipé d'un thermostat réglant la température constante à l'intérieure du capteur ( $37 \pm 3 \text{ } ^\circ\text{C}$ ) donc  $\nu$  est constante.

-  $n$  le nombre des cylindres concentriques qui dépend du diamètre extérieur du capteur (car  $h = 1 \text{ mm} = \text{cte}$ )

-  $\dot{V}$  : débit des gaz de respiration qui traverse le capteur qui est variable suivant la catégorie d'âge à examiner.

Conclusion : pour garder le nombre de Reynolds inférieur ou égal à une certaine valeur constante (1000) pour pouvoir appliquer la loi de Poiseuille (écoulement laminaire dont la différence de pression entre deux points du capteur est proportionnelle au débit des gaz qui le traverse ; c'est à dire  $\Delta P = \frac{32 \cdot l}{240^3} \dot{V}$  par unité de largeur)

il faut faire varier le nombre  $n$  des cylindres concentriques c'est à dire le diamètre extérieur du capteur en fonction du débit des gaz de respiration.

On fournit avec l'appareil différents capteurs de différents diamètres pour pouvoir répondre à cette condition.

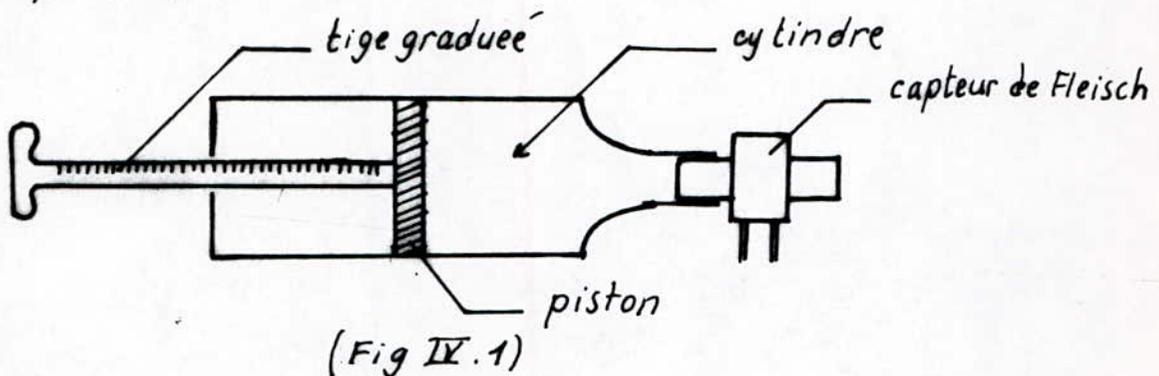
## CHAPITRE IV : ESSAIS DE L'APPAREIL

## IV.1 Introduction

Les essais de l'appareil ont été fait sur place c'est à dire au service pneumo, Laboratoire d'exploration fonctionnelle respiratoire (E.F.R) de l'hôpital Beni-Messous.

Les essais consistent à obtenir les différentes courbes caractérisant les différents paramètres et phénomènes du système de respiration à la limite de possibilité de l'appareil avec les interprétations techniques pour chaque courbe. Ainsi que par ces essais on a essayé de définir le rôle de chaque élément de l'appareil, de point de vue fonctionnement car la documentation fournie avec lui est incomplète.

Pour la plupart des essais on a simulé la personne à examiner à un cylindre muni d'un piston (Fig IV.1), sur une extrémité on place le capteur de Fleisch qui est branché sur le pneumotachographe. Le piston est solidaire d'une tige graduée dont chaque division vaut  $\frac{1}{50}$  de litres, le volume maximal du cylindre est de 1,5 litres



Le mouvement de va et vient du piston dans le cylindre permet d'aspirer ou de refouler une certaine quantité d'air à travers le capteur de "Fleisch".

## IV.2. Essais sans programmeur

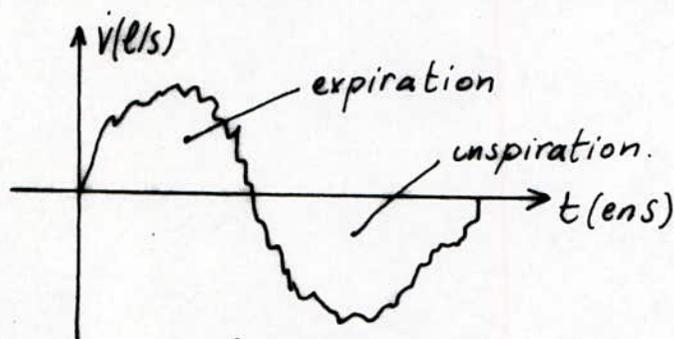
NOTE: Pour tout les essais effectués sans programmeur la manipulation consiste à placer le capteur à l'extrémité libre du cylindre, branché les deux tubes de prise de pression à la valve de control c'est à dire à l'entrée du transducteur du pneumotachographe. La table tracante avec l'axe X: réglé sur la base temps et Y: connecté aux

bornes d'enregistrement marqué le paramètre qu'on veut obtenir sa courbe en fonction du temps, exemple, si on veut obtenir la courbe du débit en fonction du temps ( $V.t$ ) sur la table traçante, alors on connecte Y aux bornes d'enregistrements du pneumotachographe marquées V.

Pour pouvoir tracer cette courbe on doit choisir l'échelle de déplacement de la plume de table traçante sur X en seconde / cm et sur Y en  $V$  ou  $mV/cm$ .

#### IV.2.1 Courbe de débit

. Resultat. (Fig IV.2) (voir courbe correspondante en Annexe)



(Fig IV.2)

. Interprétations : le débit de l'air qui traverse le capteur est transformé en différence de pression proportionnelle au débit (loi de Poiseuille), transmise au transducteur qui donne à sa sortie un signal électrique proportionnelle au signal d'entrée (différence de pression), positive pour l'expiration et négative pendant l'inspiration. En principe on doit avoir une courbe lisse, les pics observés sur la courbe (Fig IV.2) vient du fait que le transducteur est très sensible à toute différence de pression créée à son entrée qui est reliée avec le capteur par deux tubes en plastique très fins, toute agitation des molécules de l'air contenues dans ces tubes crée une dépression ou une pression supplémentaire à part celle créée dans le capteur par le débit de l'air.

#### IV.2.2 courbe de volume (voir courbe en Annexe)

(Fig IV.3) page suivante.

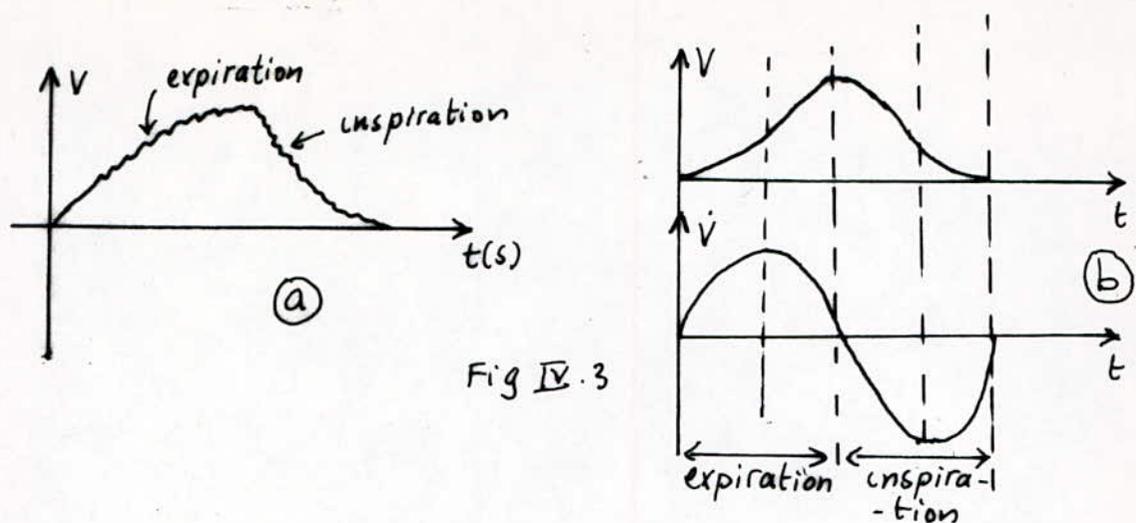


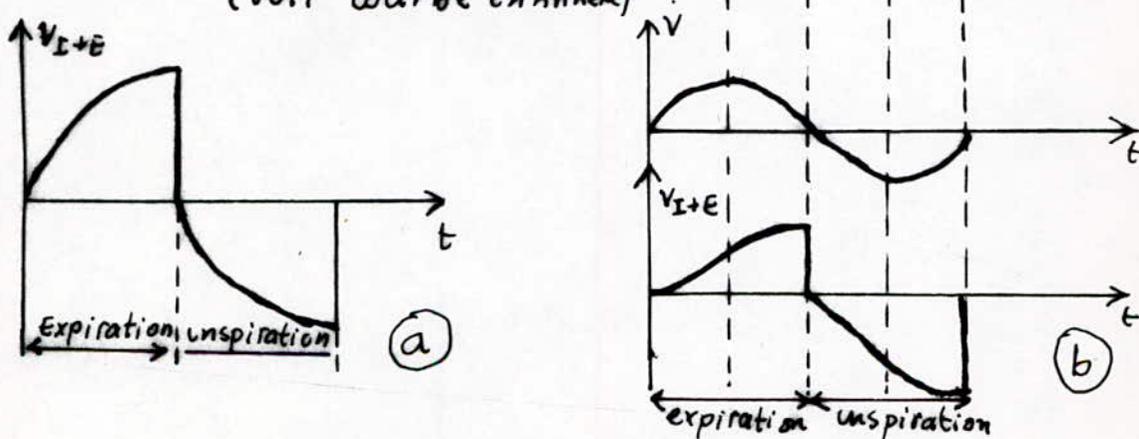
Fig IV.3

Interprétations: (Fig IV.3b) : Le volume des gaz de respiration est obtenu à partir de l'intégration de débit de ces gaz  $dV = \dot{v} dt$  d'où  $V = \int \dot{v} dt$ . Le signal du volume est obtenu par l'intégrateur n°1 déjà décrit au chapitre II. Le signal du volume est directement proportionnelle à l'intégrale du signal de débit.

L'expiration correspond à la charge du capacitance de l'élément intégrateur (Fig IV.3.a) et l'inspiration correspond à la décharge de ce dernier. Si les volumes d'expiration et d'inspiration sont égaux dans le temps (le cas de l'utilisation du cylindre à volume constant) la courbe se trouve à la limite supérieure de l'axe de temps, si au contraire le volume d'inspiration est grand, alors le temps de décharge de la capacitance se prolonge et on aura un morceau de la courbe correspondant à l'inspiration au dessous de l'axe du temps.

#### IV.2.3 courbe séparée de volume $V_{I+E}$ (Fig IV.4 a)

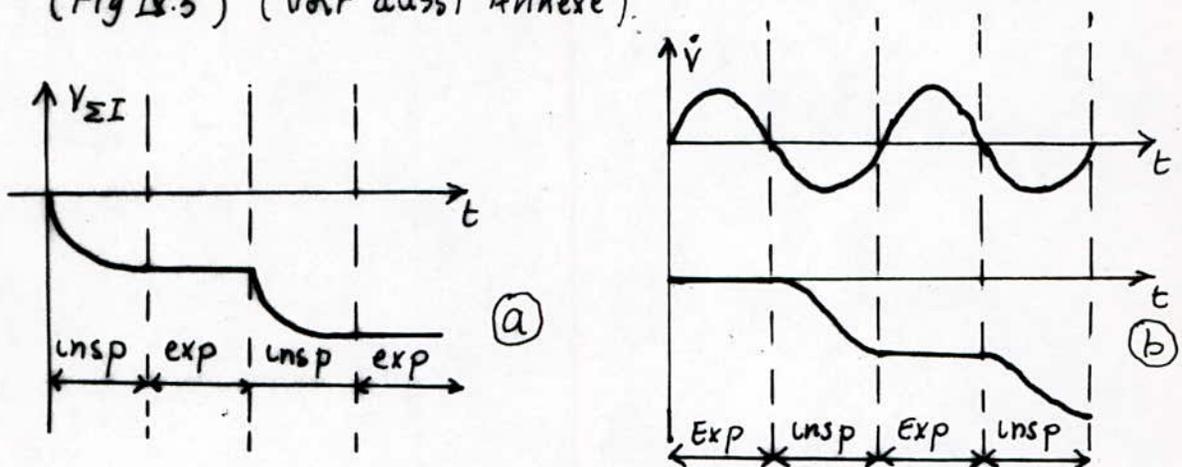
(Voir courbe en Annexe)



(Fig IV.4)

• *Interpretations:* La courbe donne le volume séparé mobilisé pour chaque temps de respiration (exp-*unsp*). Le signal correspondant à cette courbe est produit par l'intégrateur n°2 qui reçoit un signal du transducteur positive pendant l'expiration ce qui lui permettra de charger sa capacitance, à la fin de cette opération il reçoit une impulsion de l'impulsionnaire qui le décharge pour un temps très très court, cette décharge s'effectue suivant une droite verticale (Fig IV.4 a). Pendant l'inspiration il reçoit un signal négative qui le décharge à travers une résistance. Alors l'intégrateur n°2 reçoit le signal de débit et l'intègre pour donner le volume au même temps il reçoit des impulsions à chaque changement de temps de respiration qui le ramène à zéro ce qui permet d'avoir des courbes séparées.

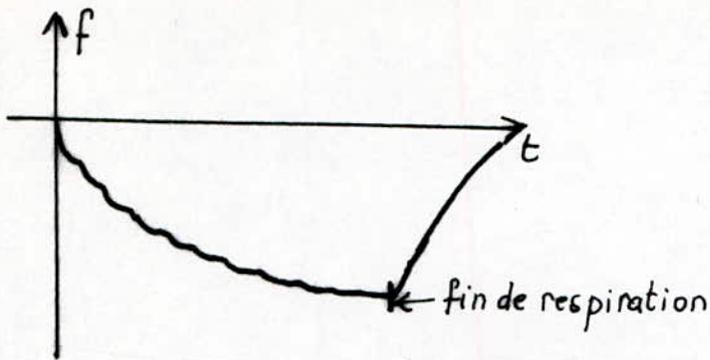
#### IV.2.4 Courbe de volume cumulé d'inspiration $V_{\Sigma I}$ (Fig IV.5) (Voir aussi Annexe).



(Fig IV 5)

• *Interpretations:* Le signal de cette courbe est obtenu par l'intégrateur n°3 qui intègre les signaux négatives provenant de ceux des débits des inspirations, pendant l'expiration il reçoit des impulsions qui arrêtent la décharge de sa capacitance et la tension reste constante pendant ce temps jusqu'à un nouveau signal négative il se redécharge encore, ainsi on obtient les volumes cumulés des inspirations pendant le temps considéré.

#### IV.2.5 Courbe de fréquence de respiration $f$ (Fig IV.6) (Voir aussi courbes en Annexe)



(Fig IV 6)

Interpretations : Ce signal est obtenu probablement par un élément à capacité à composante électronique ; c'est à dire un condensateur qui se recharge à travers une résistance électrique suivant une loi exponentielle. Cet élément à capacité reçoit des impulsions de la part de l'impulsionnaire à chaque changement de temps de respiration ; ces impulsions sont constante en temps et en amplitude (Fig IV.7)

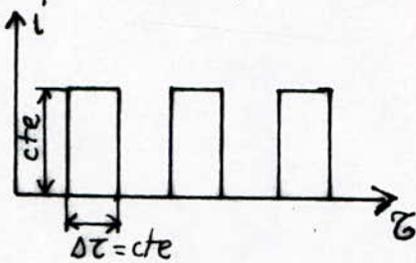
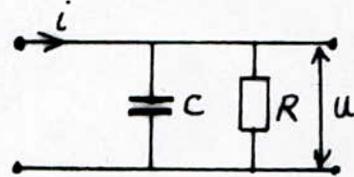


Fig (IV.7)



(Fig IV.8)

Élément à capacité (Fig IV.8) ; le courant arrivant des impulsions est de valeur  $i$

$$\text{on a } u = \frac{1}{C} \left( \int_0^t i dt - \int_0^t \frac{u}{R} dt \right) \text{ pour que la tension soit}$$

constante il faut que  $\int_0^t i dt$  (courant des impulsions) doit être égale à  $\int \frac{u}{R} dt$  (courant de décharge).

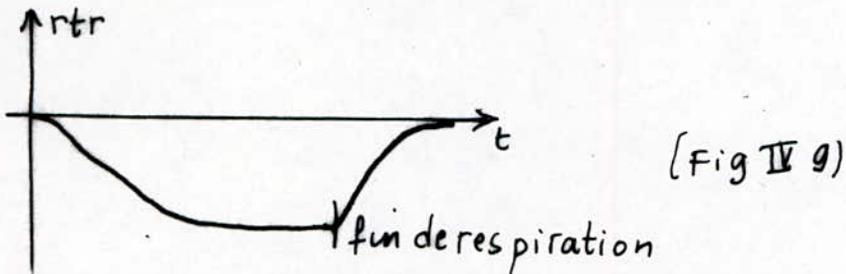
L'élément à capacité reçoit des impulsions à chaque changement de temps de respiration qui compense la décharge du condensateur. Afin de mesurer la fréquence de respiration l'intégrale  $\int_0^t i dt$  doit s'accroître avec la vitesse proportionnelle c'est pourquoi ces impulsions doivent être constantes en amplitude et en durée. (Fig IV.7)

Remarque - les dents de scie observés sur la courbe proviennent des impulsions émises à chaque changement de temps de respiration

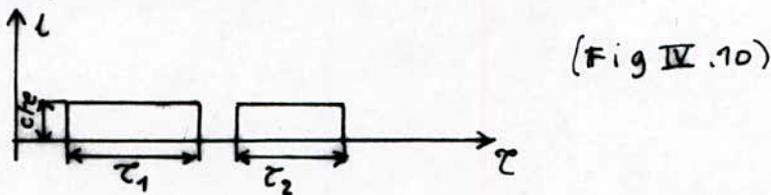
- A la fin de la respiration (Fig IV.6), le

condensateur se charge et la tension s'accroît en exponentielle dont la constante de temps est égale à  $RC$ , il n'y a pas de dents de scie à défaut d'impulsions.

#### IV.2.6 Courbe "rtr" (Fig IV.9) (voir courbe en Annexe)

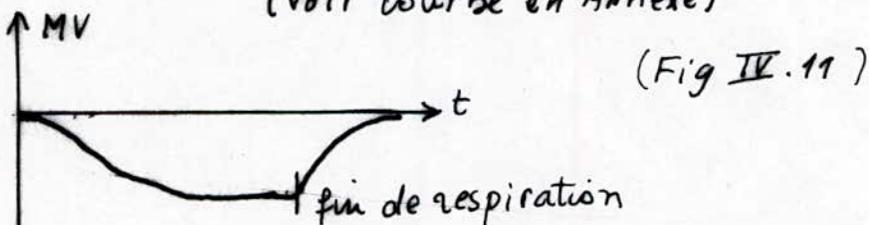


Interprétations: Ce signal est produit probablement par un élément à capacité dont le condensateur se décharge à travers une résistance, pour garder une tension constante aux bornes de cette capacité, le courant de décharge est compensé par des impulsions provenant de l'impulsionnaire à chaque temps d'expiration uniquement. Ces impulsions sont constantes en amplitudes mais leur durée dépend du temps d'expiration (Fig IV.10)



Remarque: les dents de scie sur cette courbe ne sont pas tellement visible car l'amplitude de l'impulsion moyen n'est pas élevée.

#### IV.2.7 Courbe de débit moyen "MV" (Fig IV.11) (voir courbe en Annexe)



Interprétations: Ce signal est obtenu à la sortie de l'intégrateur  $n=4$ , l'impulsionnaire délivre à cette élément des impulsions de même signe positives quel que soit le temps de respiration (exp - insp), à la sortie l'intégrateur

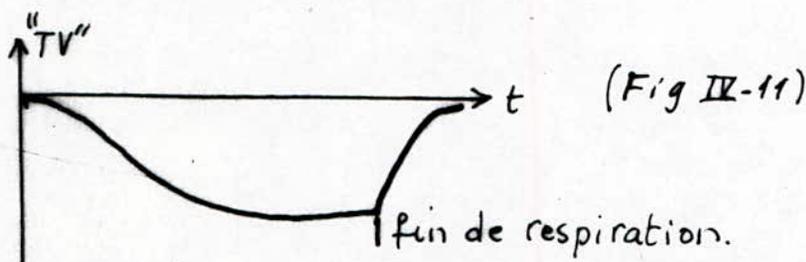
divise la valeur de ce signal par deux. Les impulsions sont proportionnelle au débit

$$\text{d'où le signal } U = \frac{1}{2C} \int_0^t (K|V|) dt - \frac{1}{C} \int_0^t \frac{U}{R} dt$$

Le premier terme correspond au courant de l'impulsion divisé par deux, le deuxième terme correspond au courant de décharge; le facteur  $K$  est la constante de proportionnalité en (Ampere/l/s) entre courant et débit.

Remarque: A la fin de la respiration (Fig IV-11), le condensateur se recharge pour la prochaine opération.

### IV.2.8. Courbe "TV"



Interprétations: Ce signal est obtenu par l'intégrateur  $n=5$  qui détermine les valeurs maximales positives de l'intégrateur  $n=2$  (c'est à dire les valeur de l'expiration) de l'intégrateur  $n=2$ . Il reçoit des impulsions à chaque fin d'expiration, le courant de ces impulsions sont proportionnelles au volume à la fin de l'expiration pour compenser la décharge de son condensateur.

$$U = \frac{1}{C} \left[ \int_0^t K' V dt - \int_0^t \frac{U}{R} dt \right]$$

$K'$  est le facteur de proportionnalité entre volume et courant d'impulsion en (A/l).

$V$ : Volume maximal à la fin de l'expiration.

Remarque: à la fin de la respiration (Fig IV.11) le condensateur se charge pour une prochaine opération.

### IV.3 Essais avec programmeur

Pour faire la connexion entre table traçante et programmeur on dispose d'un câble de six fils électriques rassemblés dans une gaine (ce câble sera discuté dans le chapitre réservé au mode opératoire). Dans ce câble chaque paire de fils désigne un des paramètres suivants: Pression

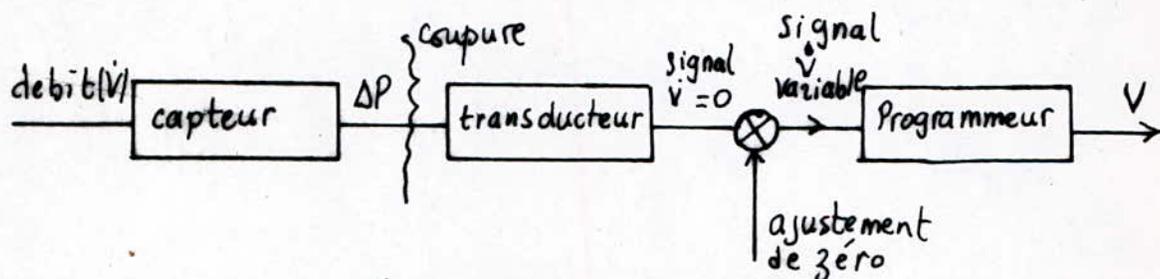
(P), volume (V) et débit ( $\dot{V}$ ). Les fils sont différenciés par leurs couleurs. La base du temps de la table traçante dans ce cas n'intervient pas, Les axes X et Y seront occupés par deux des paramètres qu'on vient de citer suivant le programme choisi (PV;  $\dot{V}V$  ou P $\dot{V}V$ ).

Pour la manipulation, on commence par la connexion puis le programme en poussant le bouton correspondant sur la face avant du programmeur avec la sélection de temps d'intégration et le branchement du capteur de débit (tête de "Fleisch") et celui de pression (ballon œsophagien) si c'est nécessaire. On procède ainsi pour tout essai avec le programmeur sans oublier les échelles de déplacement de la plume de la table traçante sur les deux axes.

#### IV.3.1 mise en évidence du marqueur de temps:

Ce signal est visible sur les courbes  $\dot{V}V$  (débit-volume) obtenu par le programmeur. Pour le mettre en évidence on a procédé comme suit:

On ferme la valve de contrôle des gaz, le pneumotachographe capte uniquement la pression atmosphérique, ce qui fait la différence de pression à l'entrée du transducteur est nulle, ce dernier délivre à sa sortie un signal nul (Fig IV.12)



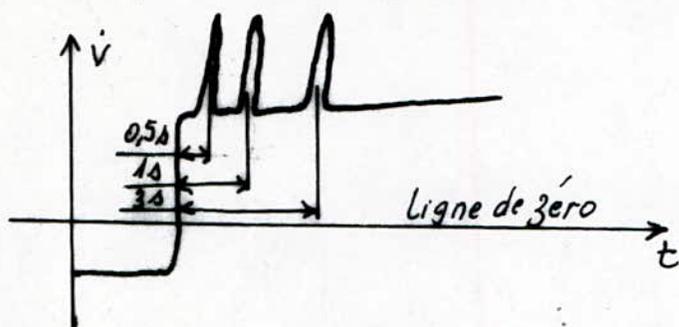
(Fig IV.12)

Si on remplace les fils correspondant à V (Volume) connectés à la table traçante par la base du temps sur l'axe X, on obtient la courbe du débit ( $\dot{V}$ ) en fonction du temps (t)

La valve de contrôle étant fermée (position "OFF") on fait varier le signal de débit par le bouton de balance ou d'ajustement de zéro, deux cas peuvent se présenter suivant l'action sur ce bouton:

- On fait varier le signal du débit d'une façon rapide, on observe (Fig IV.13) trois pics de même longueur

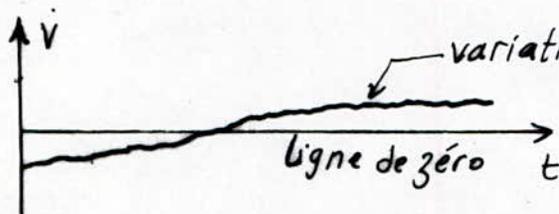
alors ces pics se manifestent une fois qu'on traverse la ligne de zéro, ces pics se suivent après 0,5 ; 1 et 3 secondes.



(Fig IV.13)

(voir courbe en Annexe)

- si on fait varier le signal de débit lentement avec le bouton de balance de zéro, ces pics ne se manifestent pas (Fig IV.14)



(Fig IV.14)

NOTE : ces marqueurs de temps 0,5 ; 1 et 3 secondes sont visibles aussi sur les courbes de débit - Volume (V.V)

### IV.3.2 courbe de compliance

Les essais pour l'obtention de cette courbe nécessitent une certaine technique médicale, en ce qui est de l'introduction du ballon sonde dans l'œsophage du malade à travers le nez pour capter la pression intraoesophagienne.

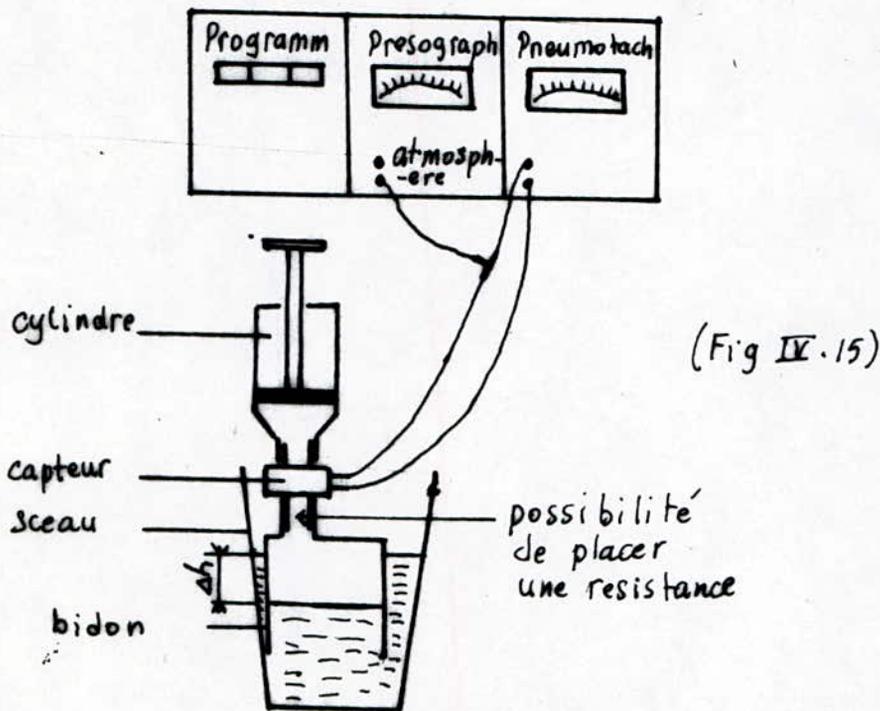
Pour obtenir cette courbe de compliance, les quatre unités de l'appareil doivent fonctionner au même temps. Le pneumotachographe fournit le signal de débit au programmeur qui l'intègre à son tour pour donner le volume, le pressographe ~~qui~~ fournit le signal de pression, par un choix du programme P.V, la table traçante enregistre la courbe de compliance.

Vue la difficulté d'introduire le ballon sonde dans l'œsophage d'un malade qui nécessite une anesthésie locale du larynx (ça demande du personnel médical), on a simulé le malade à un autre système :

- On a essayé au début d'opérer par un système dont lequel un ballon en caoutchouc devait simuler la raideur du thorax et du poumon. Après des essais on a remarqué

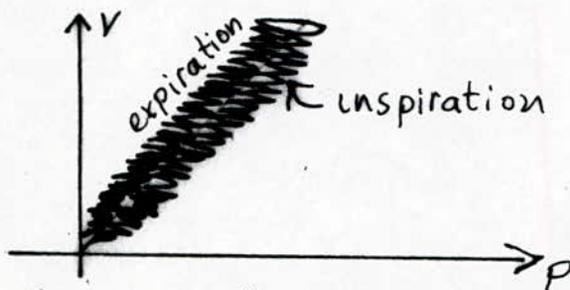
qu'à partir d'un seuil, il y a un changement de volume de ballon sans changement de pression, d'où la compliance est nulle, ce qui nous a conduit à renoncer à ce montage.

On a pris un autre système (Fig IV.15) dans lequel un sceau rempli d'eau où on a plongé un bidon vide coupé à sa base inférieure pour communiquer avec l'eau.



Le volume d'air dans le bidon repéré par la hauteur  $h$  simule la plèvre du poumon d'un malade, le montage ainsi réalisé assure une presque proportionnalité du volume et de la pression, l'augmentation de  $h$  correspond à une inspiration et la diminution correspond à une expiration.

En déplaçant le piston du cylindre avec un mouvement lent, on obtient la courbe représentée sur la figure IV.16



(Fig IV.16)  
(Voir courbe en Annexe)

Interprétations: la courbe a la forme d'une droite, ce qui correspond à la réalité dans le cas de la respiration au repos, les pics observés sur la courbe provien-

-nent de l'inertie de la colonne d'eau utilisée.

• En mouvement ou déplacement rapide du piston la courbe de compliance en réalité devient une boucle mais <sup>avec</sup> le petit capteur n°2 on peut pas avoir cette courbe car le débit est élevé par rapport au premier cas, la section de passage du capteur est petite ce qui donne une vitesse d'écoulement grande qui ne vérifie pas la loi de Poiseuille et le signal du débit dépasse 5,5 V ainsi les intégrateurs reviennent (c'est à dire leur valeur) et la courbe devient ininterprétable.

## CHAPITRE V: ETALONNAGE DE L'APPAREIL

L'étalonnage est une opération fréquente et au même temps importante : il faut étalonner et... réétalonner souvent.

L'étalonnage de notre appareil consiste à plusieurs opérations. On classe ces opérations en deux grandes catégories

- Etalonnage du pneumotachographe
- Etalonnage du pressographe

### V.1 Etalonnage du pneumotachographe rôle

Le choix du capteur de débit joue un grand rôle dans l'étalonnage de cette unité de l'appareil, On n'en dispose que deux, un petit capteur qui correspond au numéro 2 et un gros capteur qui correspond au numéro 4, On va répéter les opérations d'étalonnage pour chacun de ces deux capteurs.

Les résultats de l'étalonnage de cette unité seront donnés sous forme d'un tableau à la fin de ce paragraphe.

#### - V.1.1 Etalonnage du volume

##### V.1.1.1 : volume du piston - cadran

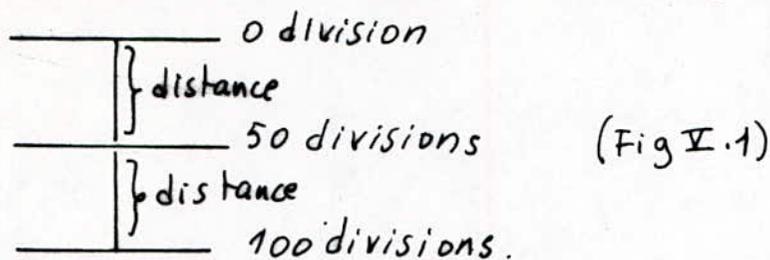
On déplace le piston du cylindre de manière à aspirer ou refouler un litre d'air (quantité mesurée sur les divisions de la tige de ce dernier) à travers le capteur choisi et à ce moment on lit sur le cadran le nombre de division correspondant à ce litre d'air

- capteur n° 2 : 1 litre d'air correspond à 100 divisions du cadran.
- capteur n° 4 : 1 litre d'air correspond à 20 divisions

##### V.1.1.2 cadran - enregistreur.

- Sans programmeur : on connecte les bornes de l'axe y aux bornes d'enregistrement marquées "V" en absence de la base du temps, d'où la plume se déplace uniquement suivant l'axe Y. On trace les traits correspondant à la graduation donnée du cadran. On mesure la distance entre deux graduations connue sur le cadran on utilise l'échelle de la table (donnée en Volts/cm) pour

convertir cette distance en tension (en Volt) (Fig V.1)



- petit capteur : 100 divisions correspondent à 5V

- grand capteur : 20 divisions correspondent à 5V

ce qui est en accord avec la documentation qui donne la tension correspondante à la pleine échelle (100 divisions) égale à 5 Volts pour le petit capteur.

• avec le programmeur : on a plusieurs possibilités de le faire avec la sélection de temps d'intégration numérotés 1, 2, 3 et 4, les résultats de ces opérations seront donnés dans le tableau déjà cité. avec une remarque que lorsque le numéro de temps d'intégration (1, 2, 3 et 4) correspond au numéro de capteur, on a 1V correspond à un signal de 1V disponible sur l'axe Y de la table traçante.

Pour les numéros de constante de temps <sup>d'intégration</sup> inférieurs au numéro de capteur : 1 litre correspond à une tension inférieure à 1V.

### V.1.2 Etalonnage du débit

Pour cette opération, normalement on doit utiliser une source soufflante avec un capteur étalon du débit à cause du manque de ces deux éléments, on a utilisé une autre méthode qui n'est pas très précise.

on utilise le capteur n°2 pour cette opération, on trace à l'aide de l'enregistreur la courbe de débit correspondante à un reffoulement à travers le capteur d'un volume égal à 1,5 litres (Fig V.2).



(Fig V.2)

(voir courbe en Annexe)

on calcul l'aire de cette courbe qui correspond à un volume de 1,5 l on trouve 9,5 cm<sup>2</sup>

Echelle de temps choisie sur la table  $x_t = 1 \text{ s/cm}$

Echelle de débit inconnue  $x_v = ? \frac{\text{l}}{\text{s}}$

on a  $9,5 \text{ cm}^2 \cdot x_v \cdot x_t = 1,5 \text{ l} = 1,5 \text{ dm}^3$

d'où  $x_v = 0,158 \frac{\text{dm}^3/\text{s}}{\text{cm}}$

cette échelle correspond à 0,1 V/cm choisie sur la table ce qui correspond à 1,58  $\frac{\text{dm}^3/\text{s}}{\text{cm}}$

la documentation donne pour le capteur n=2 :

2 dm<sup>3</sup>/s correspondent à 5V d'où 0,4 dm<sup>3</sup>/s → 1V

Cette différence est due à la méthode utilisée qui n'est pas précise (erreurs de planimétrage etc....)

. NOTE : Dans le tableau des résultats suivant on va essayer de donner les résultats des autres paramètres sauf le débit à défaut du moyen pour faire son étalonnage

### V.1.3 tableaux des résultats

Paramètres	Etal-on	N° du capteur	Sans programmeur		avec programmeur			
			Valeur du cadran	tension au bornes	temps d'intégration			
					1	2	3	4
Volume	l	2	100	5V	0,5V	1V	2,5V	5V
		4	20	1V	0,05V	0,22V	0,5V	1V

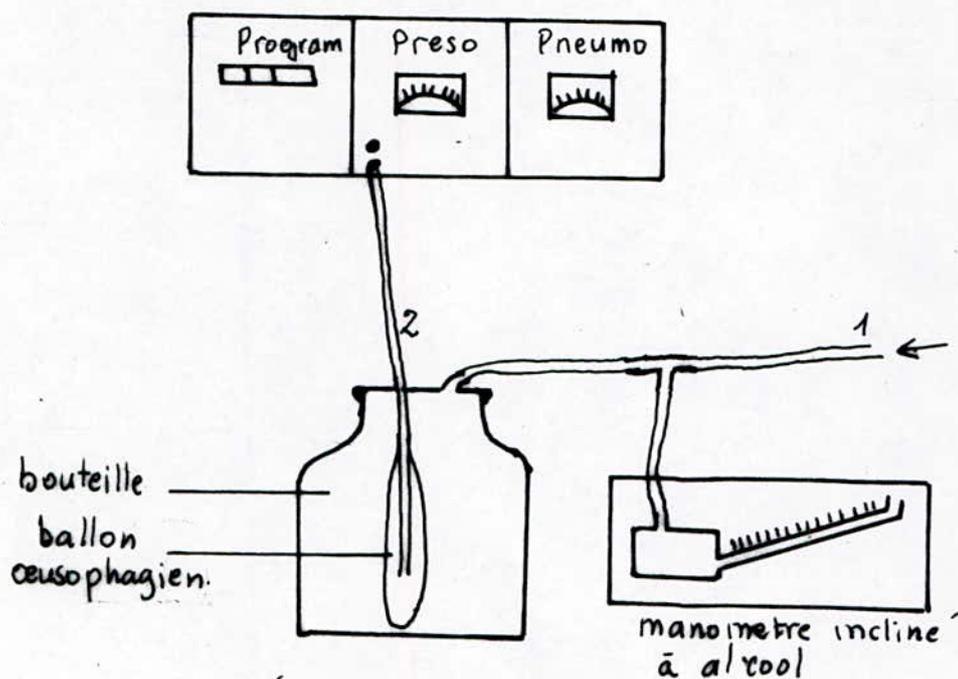
Pour le tableau suivant le programmeur n'intervient pas.

Paramètres	Etalons	lecture cadran		tension au bornes	
		n° capteur		n° capteur	
		2	4	2	4
V <sub>I+E</sub>	l	50	10	2,5V	0,5V
V <sub>ΣI</sub>	l	5	1	0,25V	0,05V
MV	l	5	1	0,25V	0,05V
fréquence f	cycle/min	1	1	0,1V	0,1V
rtr	%	1	1	0,05V	0,05V
T.V	l	100	20	5V	1V

Les valeurs de ces tables sont en accord avec le tableau de documentation des valeurs pour la pleine échelle.

## V.2. Etalonnage du pressographe

On procède d'après le montage suivant (Fig V.3)



(Fig V.3)

On exerce une certaine pression à l'extrémité du tube 1 (Fig V-3), cette pression est captée par le ballon sonde rempli convenablement d'air, au même temps elle est mesurée aussi par un manomètre incliné (on peut utiliser un manomètre différentiel). La connection de la (Fig V.3) permet au pressographe de donner la différence de pression entre l'atmosphère et celle qui règne dans la bouteille.

L'étalonnage de cet instrument consiste à trouver une relation entre le signal de la différence de pression que cet appareil par déplacement de son aiguille devant les divisions de son cadran, successivement pour les différents calibres (en nombre de quatre (04) : 5 ; 10 ; 25 et 50 cm H<sub>2</sub>O) et la valeur correspondante lue sur le manomètre incliné.

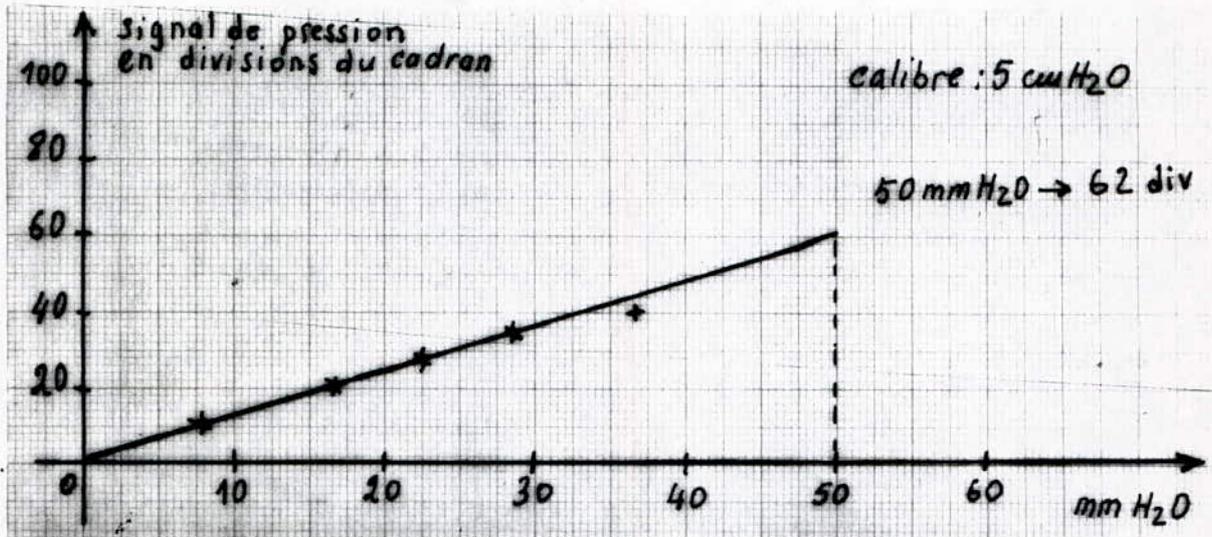
Les résultats sont donnés sous formes de graphe pour chaque calibre (courbes 1, 2, 3 et 4). D'où on tire la valeur correspondante de pression à chaque division en fonction du calibre choisi (voir tableau V.III)

calibre en cm H <sub>2</sub> O	pression en cm H <sub>2</sub> O
5	0,08065
10	0,1639
25	0,3968
50	0,7813

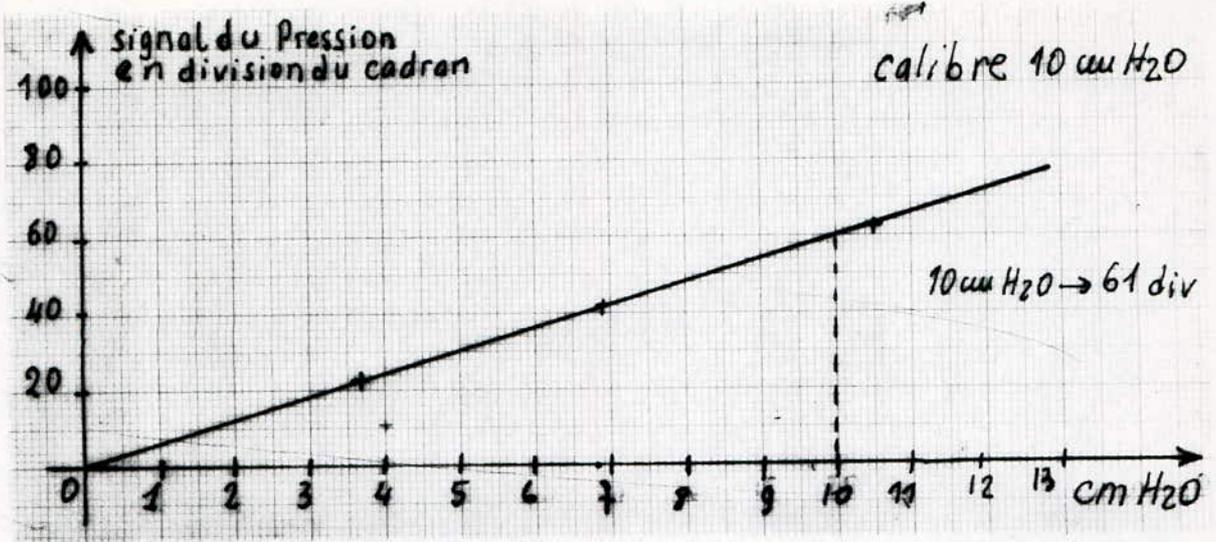
Les pressions sont données pour une seule division de cadran du pressographe (tableau V.3)

en comparant ce tableau avec des données de la documentation de l'appareil, on remarque une certaine différence entre ces valeurs.

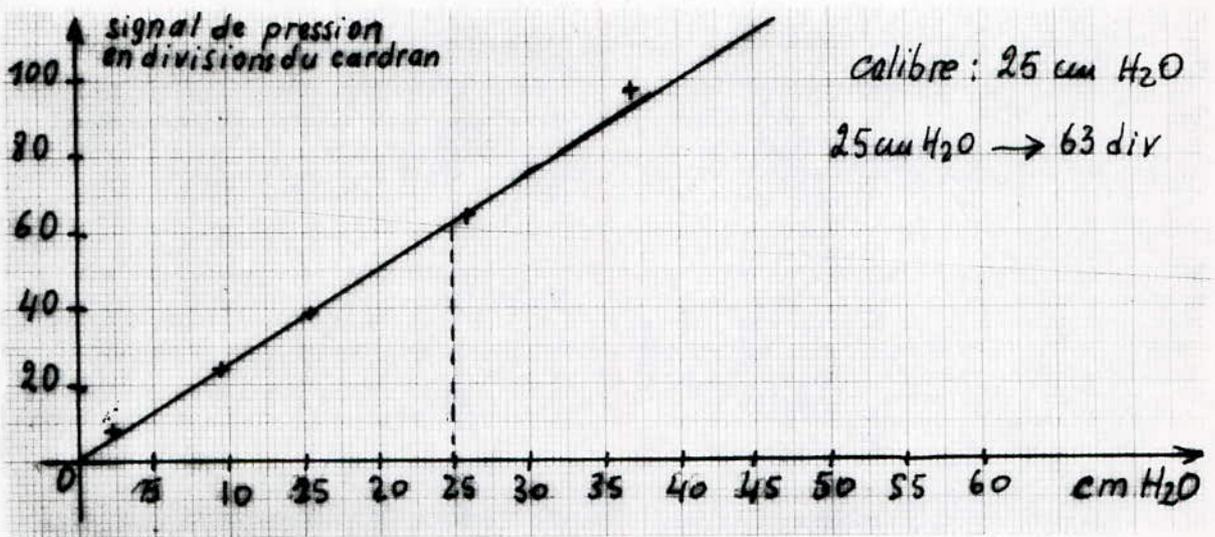
Pour la documentation : la pleine échelle c'est à dire 100 divisions doivent correspondre à la valeur du calibre, c'est à dire si on choisi le calibre 5 cm H<sub>2</sub>O, alors 100 divisions correspondent à 5 cm H<sub>2</sub>O de tableau obtenu par les essais, on trouve pour ce même calibre 100 divisions correspondent à 8 cm H<sub>2</sub>O.



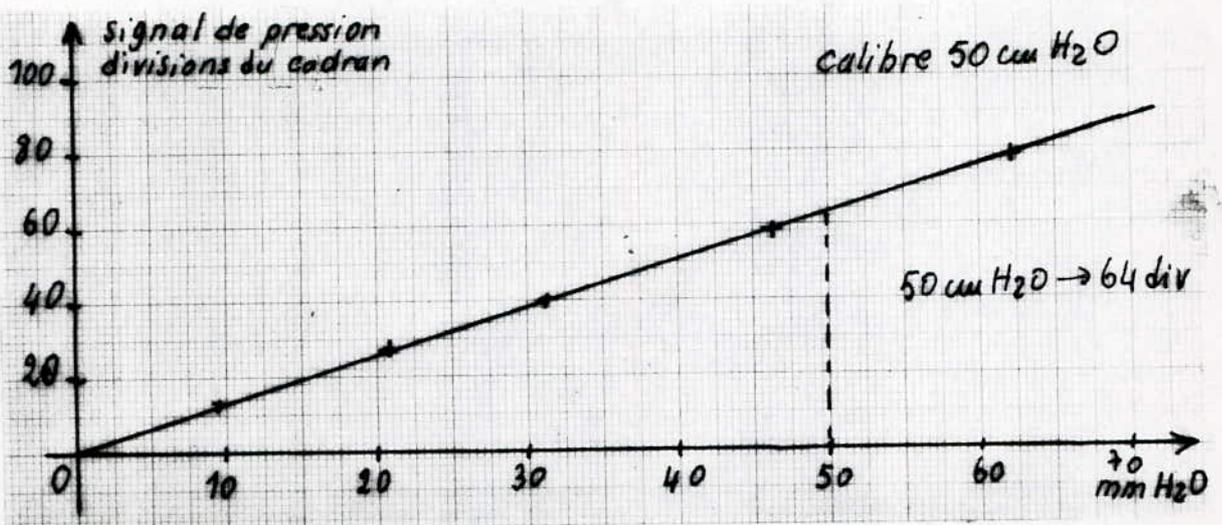
(courbe V-1)



(courbe V.2)



(courbe V.3)



(courbe V.4)

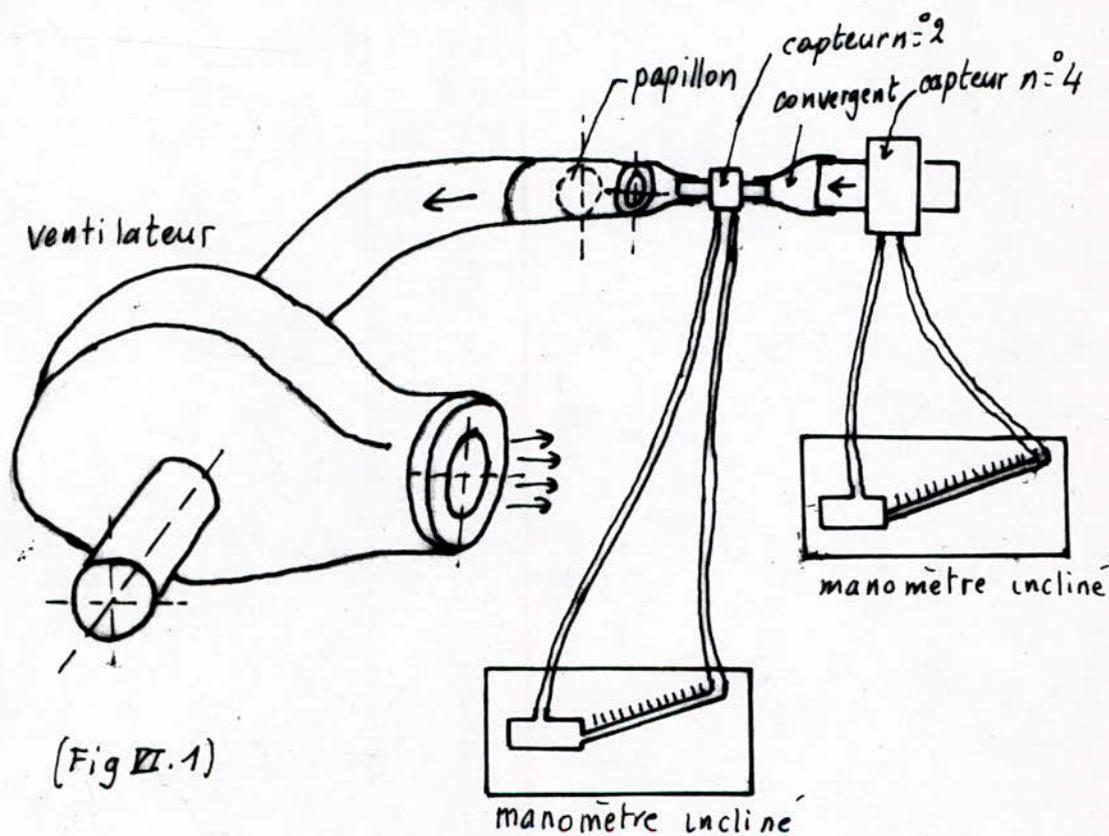
## CHAPITRE VI : ESSAIS DU CAPTEUR DE DEBIT

Le capteur utilisé doit assurer l'écoulement laminaire des gaz de respiration. La différence de pression entre deux points le long de ce capteur (dans la direction de l'écoulement) créée par le débit des gaz qui le traverse ne doit pas dépasser  $(6 \pm 2)$  mm H<sub>2</sub>O pendant son utilisation.

La manipulation consiste à vérifier la caractéristique linéaire (relation de proportionnalité entre le débit et la différence de pression correspondante) du petit capteur de débit qui porte le numéro 2 dans une plus grande plage de variation de débit des gaz qui le traverse.

## VI.1 Manipulation

On dispose d'un ventilateur, source de débit d'aspiration. Le débit est réglé par un papillon se trouvant juste à l'entrée de l'aspirateur (ventilateur). Le grand capteur numéroté 4 et deux manomètres inclinés pour mesurer les différences de pression créées respectivement dans les deux capteurs de débit.



(Fig VI.1)

Les deux capteurs portent des plaques marquées par leur caractéristiques linéaires :

- capteur n°2 :

- 1 mm H<sub>2</sub>O → 0,342 l/s
- 5 mm H<sub>2</sub>O → 1,710 l/s
- 10 mm H<sub>2</sub>O → 3,224 l/s

- capteur n°4 :

- 1 mm H<sub>2</sub>O → 1,520 l/s
- 5 mm H<sub>2</sub>O → 7,60 l/s
- 10 mm H<sub>2</sub>O → 14,55 l/s

Les deux capteurs sont placés en série respectivement le n°2 puis le n°4 à l'entrée du ventilateur, les deux capteurs sont reliés par un convergent pour assurer une entrée de l'air peu perturbée au petit capteur objet de notre essai.

• Pendant la manipulation, on fait varier le débit de l'air qui traverse les deux capteurs à l'aide du papillon, tout en respectant le domaine de caractéristique linéaire du grand capteur (Données de la plaque que porte ce capteur) ce qui permettra de déterminer chaque fois le débit d'air. Pour chaque débit on relève les différences de pression indiquées par les deux manomètres inclinés.

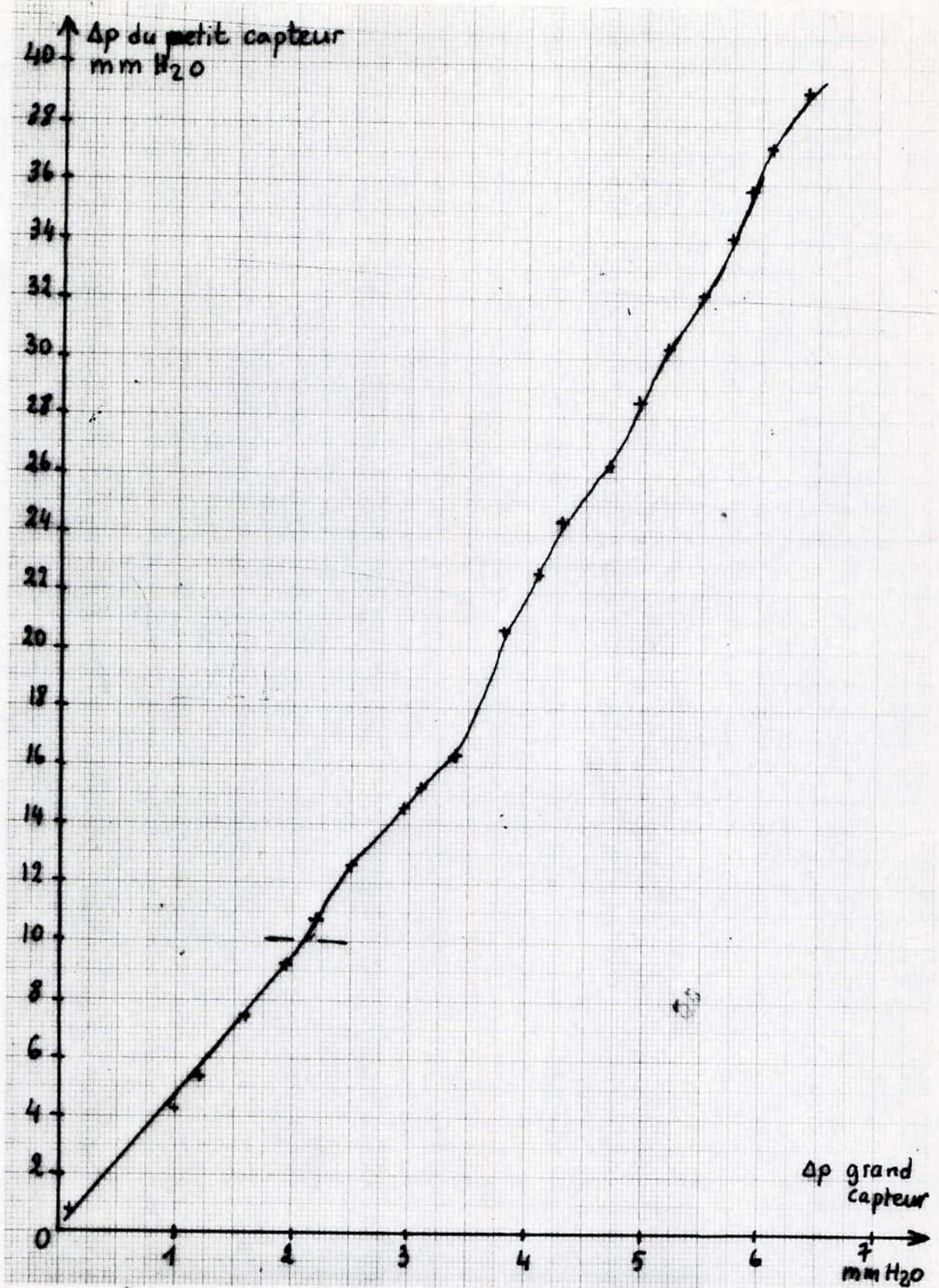
## VI.2. Résultats

des résultats sont donnés par le graphe (courbe VI-1 de la page suivante) où on a tracé la courbe : différence de pression du grand capteur en abscisse et différence de pression du petit capteur en ordonnée.

## VI.3 Interprétations :

On remarque que la courbe tracée est linéaire jusqu'à une valeur de différence de pression créée dans le petit capteur de 10 mm H<sub>2</sub>O, pour des valeurs supérieures à cette dernière la courbe prend des allures quelconques.

Dans la plage considérée du grand capteur sa caractéristique est linéaire, c'est à dire le débit qui le traverse est proportionnelle à la différence de pression créée par ce dernier :  $\Delta P_4 = K_4 \dot{V}$  (l'indice 4 correspond au numéro du capteur de débit). Pour que la caractéristique du petit capteur soit linéaire dans un certain domaine c'est à dire  $\Delta P_2 = K_2 \dot{V}$ , il faut avoir dans ce domaine



(courbe VI.1)

une relation de proportionnalité entre  $\Delta p_4$  et  $\Delta p_1$   
 du fait qu'on a  $\Delta p_4 = K_4 \dot{V}$

$$\Delta p_2 = K_2 \dot{V}$$

c'est le même débit d'air qui traverse les des capteurs  
 branchés en série

de cette dernière relation on tire

$$\frac{\Delta p_2}{\Delta p_4} = \frac{K_2 \dot{V}}{K_4 \dot{V}} = \frac{K_2}{K_4} = K \quad (K = \text{constante})$$

d'où  $\Delta p_2 = K \Delta p_4$

ce qui est vérifié sur la courbe obtenu par les essais du  
 capteur n°2 pour une différence de pression inférieure à  
 10 mm H<sub>2</sub>O qui correspond à un débit de 3,224 l/s.

Cette dernière valeur de débit est obtenu en traçant la caractéristique linéaire du grand capteur à l'aide des données trouvées sur la plaque qui la porte, à partir de la courbe des essais on tire la valeur de  $\Delta p_4$  qui correspond à  $\Delta p_2$  égale à 10 mm H<sub>2</sub>O, on porte cette valeur sur le graphe de la caractéristique  $\Delta p_4 = K_4 \dot{V}$  et on tire le débit correspond

. Pour les valeurs de  $\Delta p_2$  supérieures à 10 mm H<sub>2</sub>O, on a le débit qui augmente ce qui donne des vitesses d'écoulement élevées (section du capteur est constante), d'où apparition d'un régime d'écoulement turbulent et la loi de Poiseuille cesse d'être appliquée à ce capteur

#### VI.4 Conclusion.

Les essais nous ont montré la nécessité d'adapter le capteur correspond au débit qu'on desir mesurer par cette méthode (celle de la différence de pression). pour garder la relation de linéarité entre le débit et la différence de pression qu'il crée.

## CHAPITRE VII : MODE OPERATOIRE

## VII.1. Introduction:

" Ce chapitre est destiné aux utilisateurs de l'appareil:  
GOULD GODART COMPLIANCE TEST MARK III TYPE 19880.C "

Avant de commencer les opérations sur les différentes unités de l'appareil, il faut vérifier les fusibles de chaque unité, faire la sélection du tension (220V ou 110) à l'aide du bouton correspondant et en rapport avec la tension du réseau. brancher l'appareil sur le réseau électrique et appuyer sur le bouton marqué "MAINS" de la face avant du programmeur, il faut attendre deux heures pour que l'appareil s'échauffe, un conseil ne pas débrancher l'appareil que pendant les fêtes et les jours fériés, surtout s'il y a beaucoup de malade à examiner par jour.

## VII.2 Opérations sur le pneumotachographe.

- Connècter les bornes de la table traçante aux bornes d'enregistrement de l'instrument, en faisant attention: borne rouge avec borne rouge et borne noire avec borne noire.

- Choisir les échelles de déplacement de la plume sur les deux axes, en fixant la base du temps sur l'axe X et le paramètre respiratoire qu'on desir obtenir sa variation en fonction du temps sur l'axe Y de la table.

- Déterminer quel débit va-t-on mesurer, cela se fait en fonction de la personne à examiner et la nature de respiration qu'on lui demande de l'exercée, au repos ou forcé.

- Le débit déterminé, choisir le capteur correspondant

- Connècter les deux très fin de prise de pression de capteur, au deux orifices de la valve de control des gaz d'entrée.

- Connècter la fiche de chauffe ou de thermostat de capteur au pneumotachographe aux bornes correspondantes

- Le capteur de débit est symétrique (en ce qui est de sens d'écoulement des gaz de respiration), alors une seule direction est correcte pour respecter les convention du

Signal de sortie du transducteur qui est positive pour une expiration et négative pour une inspiration, alors le sens d'écoulement dépend de l'expiration ou inspiration

Pour déterminer le sens du capteur on opère comme suit :

- tourner le bouton de sélection des paramètres en position  $\dot{V}$

- tourner le bouton de sélection de mode en position "OPERATE"

- Souffler dans le capteur ; quand le capteur est bien orienté l'aiguille du cadran dévie à droite pendant l'inspiration et à gauche vers les valeurs négative pour l'expiration.

- Une fois l'orientation du capteur est trouver, régler maintenant l'aiguille pour qu'il indique zéro sur le cadran ; on peut faire cette opération de deux facons :

- - tourner le bouton de sélection des paramètres en position " $\dot{V}$ "

- tourner le bouton de sélection de mode en position "OPERATE".

- tourner doucement à droite ou à gauche suivant la position de l'aiguille sur le cadran, le bouton d'ajustement de zéro, jusqu'à ce que l'aiguille indique zéro.

NOTE: cette procédure indique approximativement la position de l'aiguille en zéro du cadran.

Pour ramener l'aiguille à la position zéro exacte il faut opérer par la deuxième méthode:

- tourner le bouton de sélection des paramètres, en position " $\dot{V}$ ".

- Dans cette position, on observe une certaine déviation de l'aiguille provenant d'un signal délivré par l'intégrateur n°1 due à la décharge de son condensateur, tourner le bouton d'ajustement de zéro dans le sens contraire du déplacement actuel de l'aiguille jusqu'à ce qu'il s'arrête ; attendre approximativement

10 à 15 secondes pour que l'aiguille se stabilise. Si l'aiguille ne s'est pas arrêtée pendant ce temps, répéter la même opération avec le bouton d'ajustement de zéro en attendant encore 10 à 15 seconde ; répéter la même opération jusqu'à ce qu'il n'y ait plus de mouvement de l'aiguille.

NOTE : Durant cette opération l'aiguille peut être localisée n'importe où sur l'échelle du cadran.

- L'aiguille est immobile, tourner le bouton de sélection de mode en position zéro, alors tout les intégrateurs de l'appareil se remettent à zéro

- Retourner le bouton de sélection de mode en position "OPERATE", l'aiguille doit indiquer exactement zéro.

Remarque : Pour l'utilisation de l'appareil pendant un examen particulièrement long, l'aiguille doit être périodiquement contrôlée (chaque cinq minutes pendant l'examen). Tout en fermant la valve de contrôle d'entrée (position "OFF") et le bouton de sélection des paramètres en position "V" et répéter les opérations d'ajustement de zéro de l'aiguille.

- Calculer le facteur de calibration ou sensibilité du capteur utilisé comme suit :

$$\text{facteur de calibration} = \frac{\dot{V} \times 400}{\dot{V}_{\text{plein échelle}}}$$

où " $\dot{V}$ " : le débit correspondant à une différence de pression de 1 mm H<sub>2</sub>O (on trouve cette valeur sur la plaque que porte le capteur.

pour le capteur n° 2  $\dot{V} = 0,342 \text{ l/s}$

le capteur n° 4  $\dot{V} = 1,520 \text{ l/s}$

"400" : facteur d'amplification.

" $\dot{V}_{\text{plein échelle}}$ " : le maximum de débit permis d'être utilisé par le capteur et qui correspond au plein échelle du cadran, cette valeur doit être

tirer du tableau d'étalonnage :

- pour le petit capteur :  $V_{\text{plein échelle}} = 2 \text{ l/s}$

- le grand capteur :  $V_{\text{plein échelle}} = 10 \text{ l/s}$

calcul du facteur de calibration pour chaque capteur

- pour le petit capteur =  $\frac{0,342 \times 400}{2} = 68,4$

- pour le grand capteur =  $\frac{1,520 \times 400}{10} = 60,8$

- Une fois ce facteur trouvé, calibrer le capteur comme suit :

- tourner le bouton de sélection des paramètres en position "V."

- tourner le bouton de sélection de mode en position "CAL"

- Ajuster le bouton de sensibilité jusqu'à ce que l'aiguille indique le facteur de calibration (c'est à dire 68,4 si on utilise le petit capteur et 60,8 ; si on utilise le grand capteur).

- Retourner le bouton de sélection de mode en position "OPERATE" l'appareil est prêt à être utilisé.

- Pour utiliser cet instrument il faut :

- Connecter la table tracante à l'appareil comme c'était indiqué au début de ce paragraphe avec l'axe X pour base du temps et l'axe Y connecter aux bornes d'enregistrement marqué le paramètre qu'on veut déterminer.

- Placer le capteur dans la bouche du malade en respectant le sens d'orientation du capteur.

- tourner le bouton de sélection de paramètres dans la position de paramètre qu'on desir lire sur le cadran

- faire marcher la table tracante, en ordonnant au malade de respirer dans le capteur.

- Quand les informations qu'on desir enregistrer ou observer sur le cadran sont obtenues, stopper l'enregistreur

- finalement on obtient un graphe ou des observa-

- tions que l'on interprète.

### VII.3 Opération sur le programmeur

L'instrument est sous tension c'est à dire marche (normalement l'appareil n'est arrêté qu'au jours feries et jours des fêtes)

- Connècter le programmeur a la table tracante  
l'opération s'effectue à l'aide d'un cable comportant six fils électriques dans une gaine, normalement ce cable est destiné pour des operations avec une table tracante à deux plumes (mutivoies)

Les six fils du cable sont différencier par leurs couleurs, comme le programmeur est designer pour tracer des courbes faisant intervenir uniquement le débit, le volume et la pression, alors on marque chaque paire de fils (3 paires) par un paramètre

- pour le volume : - noir et rouge
- le débit : - vert et jaune
- la pression ; - bleu et marron.

Comme l'hospital ne possède pas de table tracante à deux plumes, c'est a dire on dispose d'une table simple à deux axe X et Y (on peut utiliser la base du temps), donc on peut pas tracer les courbes simultanées (PV + VV)

on donne le mode opératoire pour tracer les courbes P.V (compliance) et VV en combinant 4 fils parmi les six fils du cable.

le programmeur possède une borne d'enregistrement possédant six entrées correspondantes au nombre de fils de cable cité :

• Pour tracer la courbe VV à l'aide du programmeur on connècte le cable de six à la borne d'enregistrement de ce dernier, l'autre extrémité du cable on la connècte à la table tracante avec :

débit sur l'axe Y : fil vert avec la borne rouge de l'axe Y de la cable et fil jaune avec la borne noire du même axe

Le volume sur l'axe X: fil noir avec la borne rouge de l'axe X de la table et fil rouge avec la borne noire de ce même axe.

• Pour tracer la courbe PV :

- sur l'axe X: la pression: fil bleu avec la borne rouge de l'axe X et fil marron avec la borne noire
- sur l'axe Y: le volume: fil noir avec borne rouge et fil rouge avec borne noire.

Le programmeur prend les signaux de débit et de pression œsophagienne respectivement des bornes d'enregistrement marquées V du pneumotachographe et celle de pression du pressographe, ce qui fait lors de l'utilisation du programmeur ces deux dernières unités sont aussi en marche.

### VII.3.1 Courbe V.V

- faire les opérations décrites déjà pour le pneumotachographe sans oublier de le relier avec le programmeur par la connexion aux bornes du débit
  - relier le programmeur à la table tracante en utilisant uniquement les fils (couleurs) correspondants au débit et au volume
  - Choisir le temps d'intégration en actionnant le bouton correspondant sur le programmeur (de préférence il faut prendre le numéro de temps d'intégration égal au numéro de capteur pour avoir un gain égal à 1)
  - pousser le bouton marqué V.V du programmeur
  - ordonner au malade de respirer dans le capteur
- Ainsi la courbe se trace sur le papier de la table tracante.

### VII.3.2 Courbe de compliance (P.V)

Cette courbe nécessite l'utilisation des quatre unités au même temps. pour la faire il faut:

- connecter le programmeur à la table tracante en faisant attention aux couleurs des fils du câble pour porter le volume en ordonnée (Y) et la pression

en abscisse

- tourner le bouton de sélecteur de temps d'intégration en position correspondante au numéro du capteur utilisé
- régler le pneumotachographe suivant le mode indiqué au paragraphe précédent
- tourner le bouton de calibre du pressographe en position 25 cm H<sub>2</sub>O et ramener l'aiguille de cet instrument en position indiquant "50" avec le bouton d'ajustement de zéro
- connecter le ballon œsophagienne à l'orifice marqué en vert du pressographe pour déterminer sa compliance.
- Pousser le bouton "BLEED" jusqu'à ce que l'aiguille arrive à l'extrême droite du cadran
- Pousser le bouton "FILL" au même temps appuyer sur le chronomètre, l'aiguille revient vers le milieu du cadran, elle doit stationner dans cette position un peu près 8 s, puis elle bouge vers la gauche
- Mesurer le temps mis entre l'action sur le bouton "FILL" et le moment où l'aiguille quitte le milieu du cadran vers la gauche. ce temps mesuré doit être approximativement 10 secondes; si non répéter ces dernières opérations après avoir réglé le bouton de débit de la pompe (si le temps mis est inférieur à 10 s tourner le bouton dans le sens de l'aiguille d'une montre, si c'est supérieur à 10 s le sens contraire)

Note: après cette opération, ne toucher pas au bouton "Fill Flow" car le débit de remplissage du ballon est fixé

- marquer deux points de référence sur le tube qui relie le ballon au pressographe à 32 et à 42 cm à partir du sommet du ballon
- Introduire le ballon par le nez du malade jusqu'à son œsophage jusqu'à la moitié de distance qui sépare les deux points de référence.
- Connecter maintenant le ballon à l'orifice marqué en vert du pressographe.
- boucher le nez du malade avec une pince
- Remplir le ballon en appuyant sur le bouton

"Fill" pour remplir le ballon œsophagienne, mais cette fois-ci c'est la moitié du temps de remplissage précédent.

- Déconnecter le ballon du pressographe, en le pinçant sur un bout pour ne pas se vider.
- Régler le zéro du cadran du pressographe avec le bouton d'ajustement de zéro "Zero Bal".
- Choisir le calibre du pressographe (par exemple 25)
- Pousser le bouton P.V du programmeur.
- Pousser le bouton "Reset" du programmeur pour ramener les intégrateurs de volume à zéro.
- Placer le capteur choisi dans la bouche du malade en respectant son sens d'orientation, ainsi que l'anneau buccal avec le pressographe pour relever la pression buccal.
- Indiquer au malade comment qu'il respire.
- Connecter le ballon œsophagien à l'orifice du pressographe
- Actionner la table traçante au même temps le malade respire.

## Conclusion

Ce travail a permis d'expliciter le mode opératoire et même le principe de fonctionnement de l'appareil

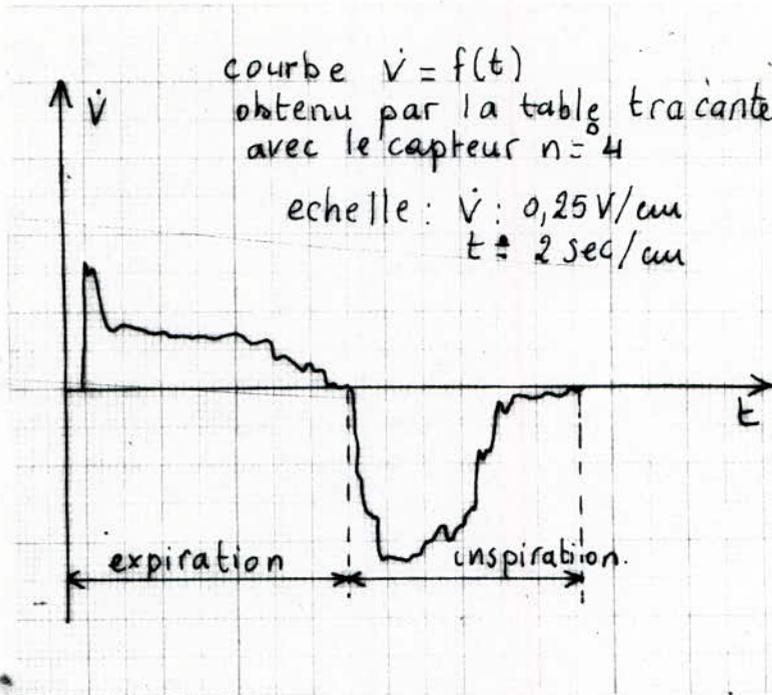
"Compliance test" en possession du laboratoire d'exploration fonctionnelle respiratoire de l'hôpital Issad Hassan, Beni-Messous, en rachissant ce dernier d'un appareil qui était complètement délaissé.

J'ai acquis une abondante expérience au contact du gens de métier et aux cours des différents travaux effectués sur l'appareil. Avec de la volonté et de simples moyens, la vérification d'autres appareils et équipements de ce même service est possible. Un effort est à faire en ce sens dans les projets futurs.

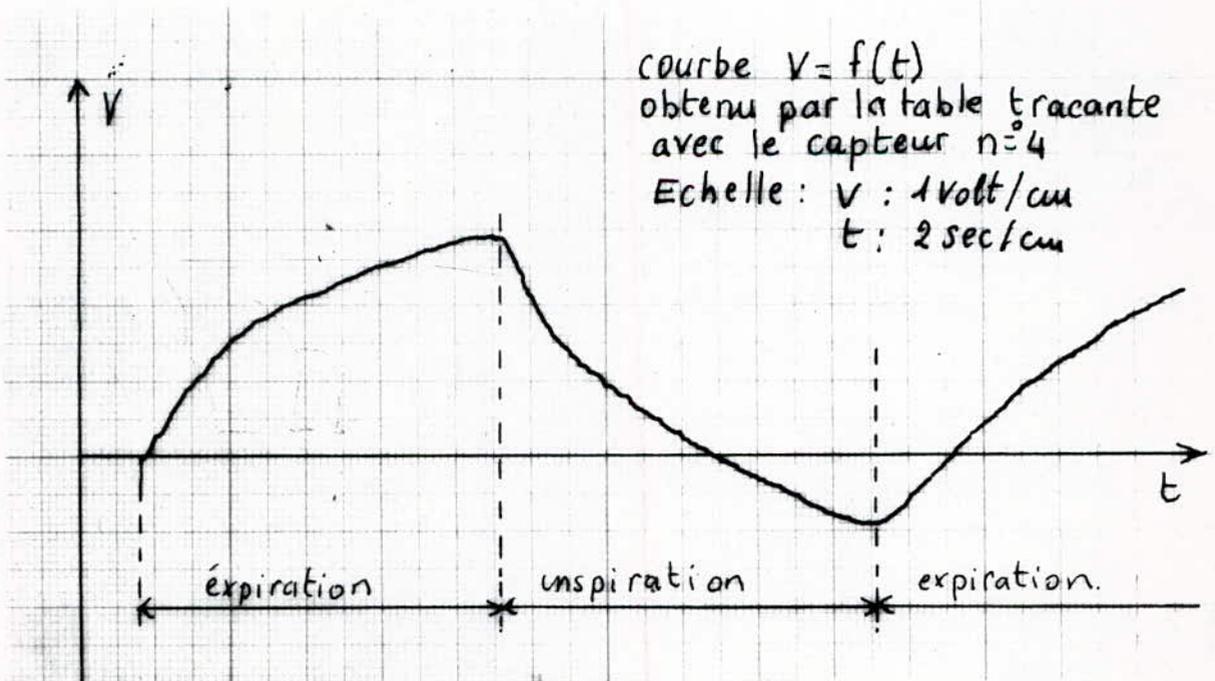
Cette étude nous a montré l'étendue de notre métier et l'efficacité des enseignements qui nous ont été fournis durant la formation, de même cette étude nous a permis de visualiser le fonctionnement d'un tel système afin de l'améliorer ou de concevoir un système pareil.

## Annexes

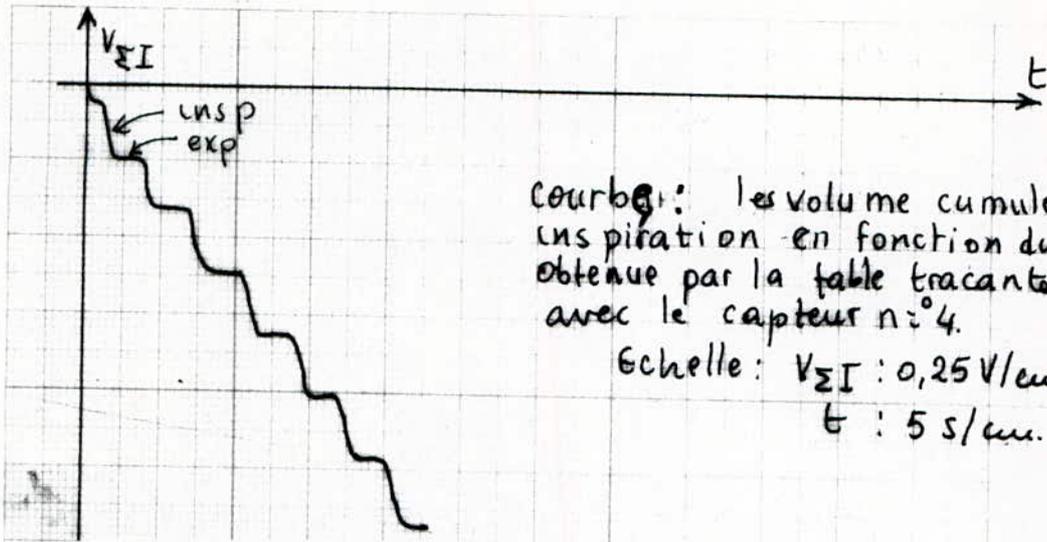
Courbes réellement obtenues par essais de vérification de fonctionnement et d'étalonnage de l'appareil sur table traçante



courbe de débit  $\dot{v} = f(t)$



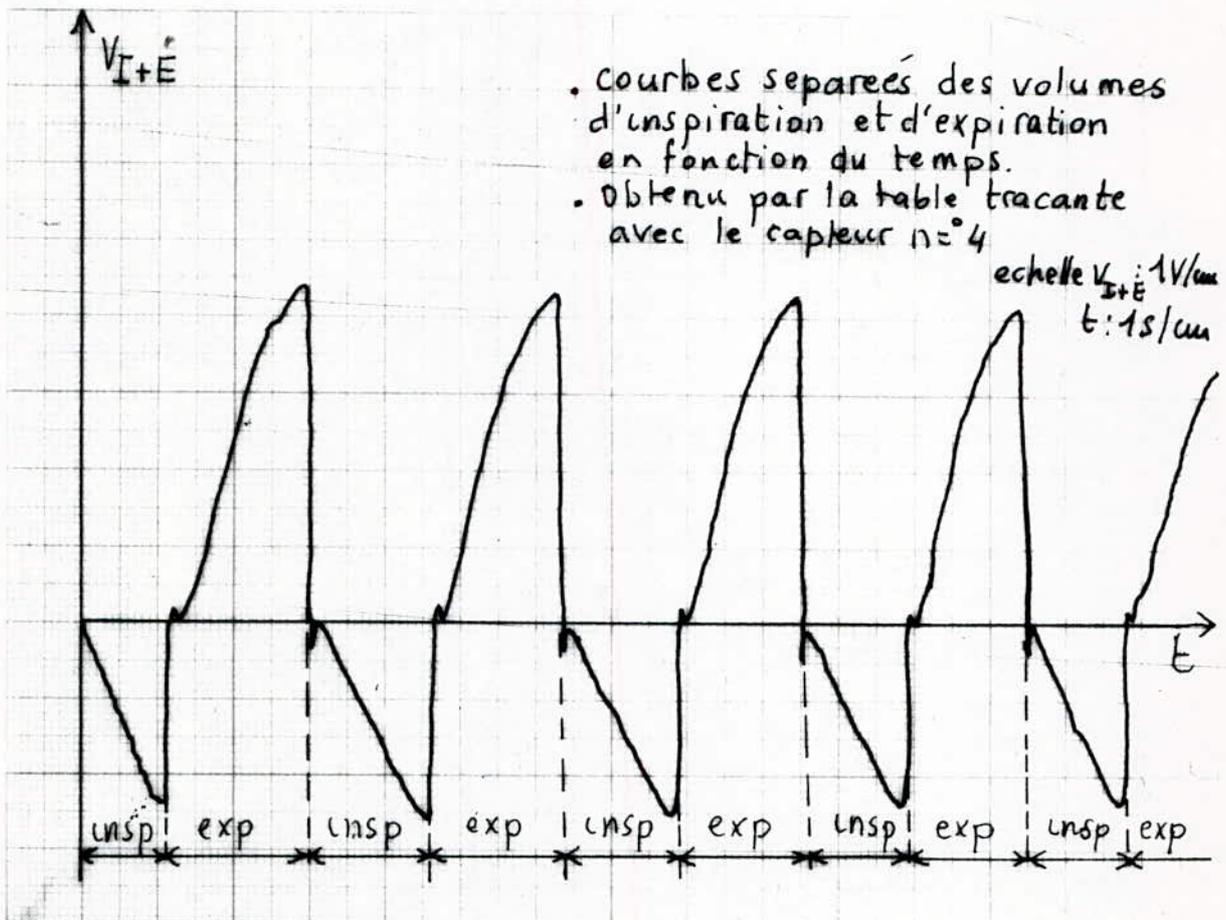
courbe de volume  $V = f(t)$



courbe: les volumes cumulés des  
inspiration en fonction du temps  
obtenue par la table tracante  
avec le capteur n°4.

Echelle:  $V_{\Sigma I} : 0,25 \text{ V/cm}$   
 $t : 5 \text{ s/cm}$

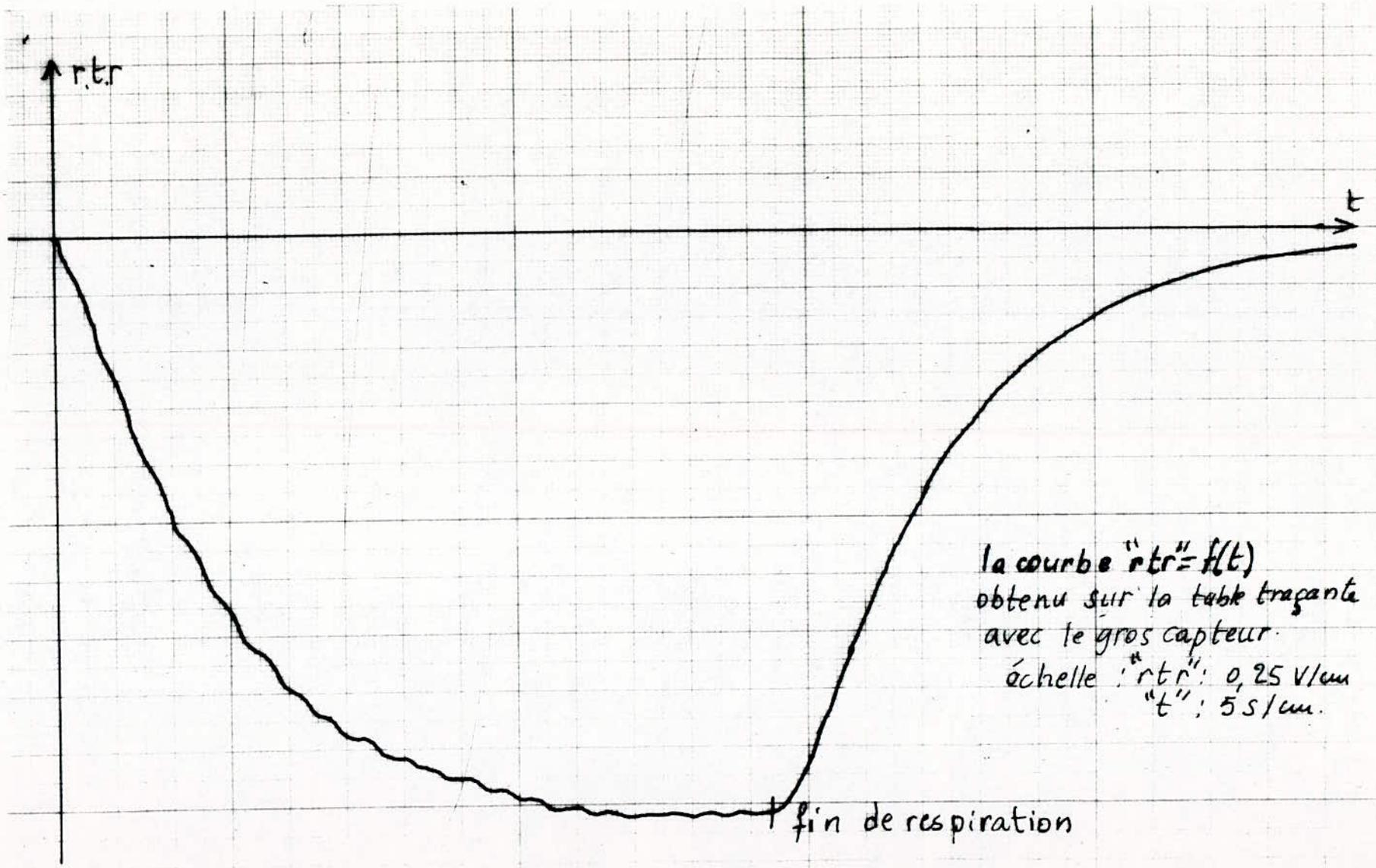
courbe  $V_{\Sigma I} = f(t)$



• courbes séparées des volumes  
d'inspiration et d'expiration  
en fonction du temps.  
• obtenu par la table tracante  
avec le capteur n°4

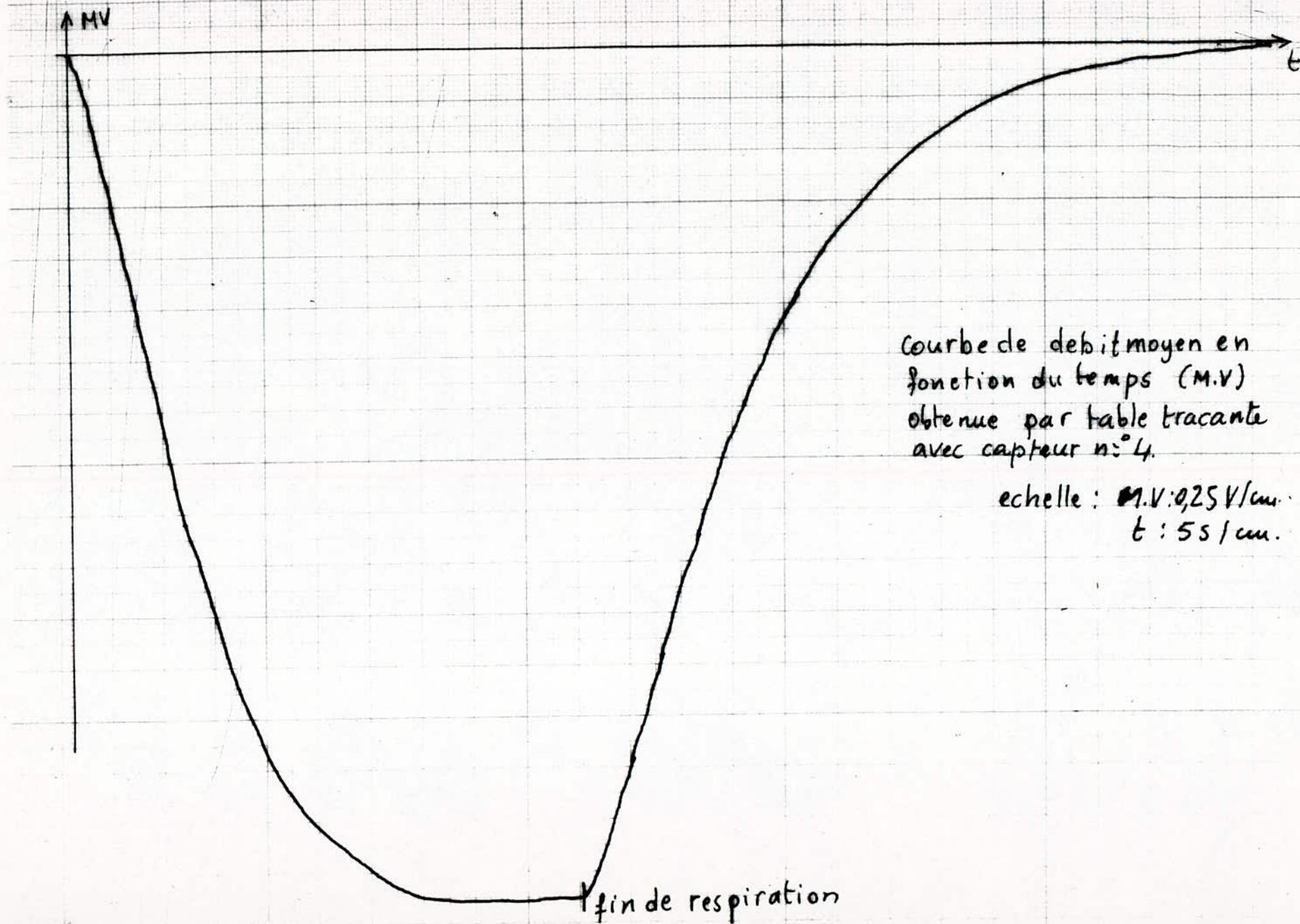
echelle  $V_{I+E} : 1 \text{ V/cm}$   
 $t : 1 \text{ s/cm}$

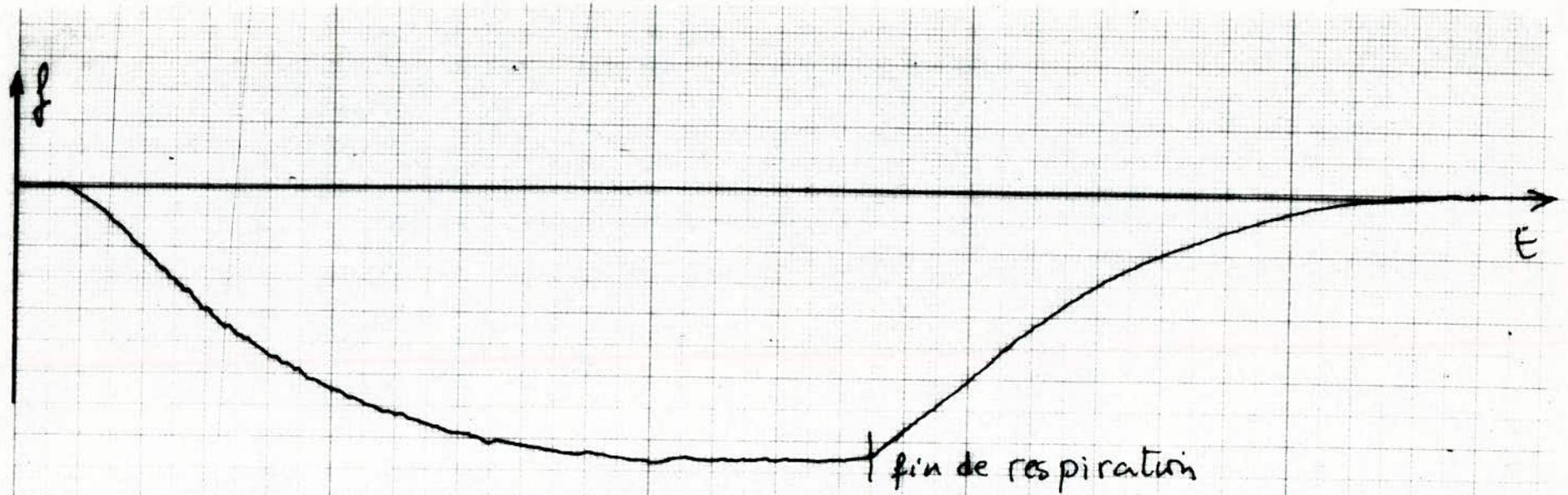
courbe  $V_{I+E} = f(t)$



la courbe " $r_{tr} = f(t)$ "  
obtenu sur la table traçante  
avec le gros capteur.  
échelle : " $r_{tr}$ " : 0,25 V/cm  
" $t$ " : 5 s/cm.

fin de respiration

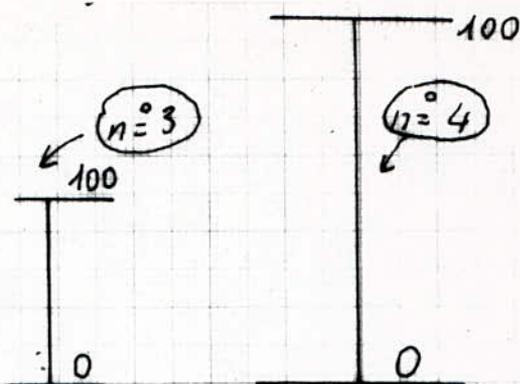
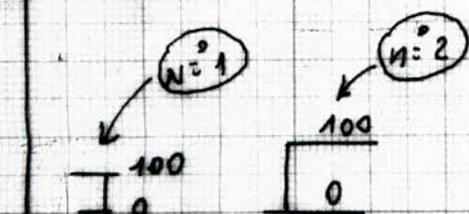




courbe de fréquence de respiration  
obtenue sur table traçante avec le grand-  
capteur.

Echelle "f" : 1V/cm.  
"t" = 5 seconde/cm.

division du cadran  
de pneumotachographe



Courbes d'étalonnage de volume  
obtenues sur table traçante avec le programmeur  
en faisant varier le temps d'intégration  
du numéro 1 à 4  
avec le petit capteur.

échelle : "V" 1V/cm  
pas de base de temps.

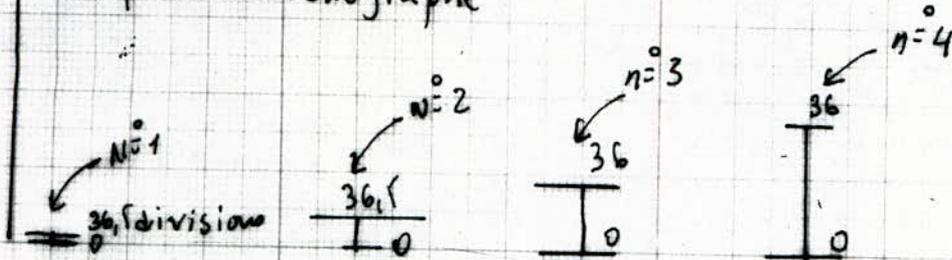
0 division

50 divisions

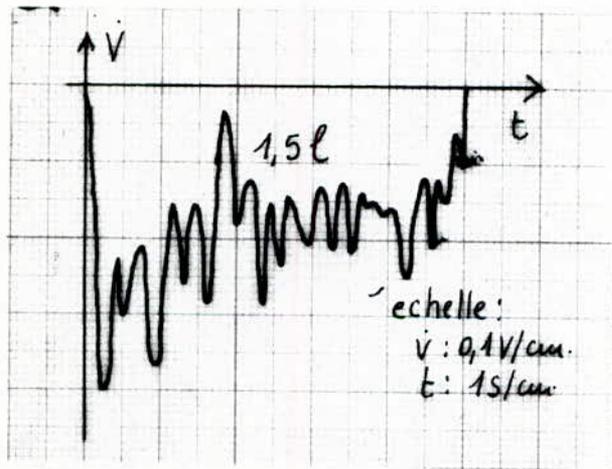
100 divisions

Courbe d'étalonnage  
de volume sans programmeur  
avec le petit capteur n=2  
échelle V: 1/cm.

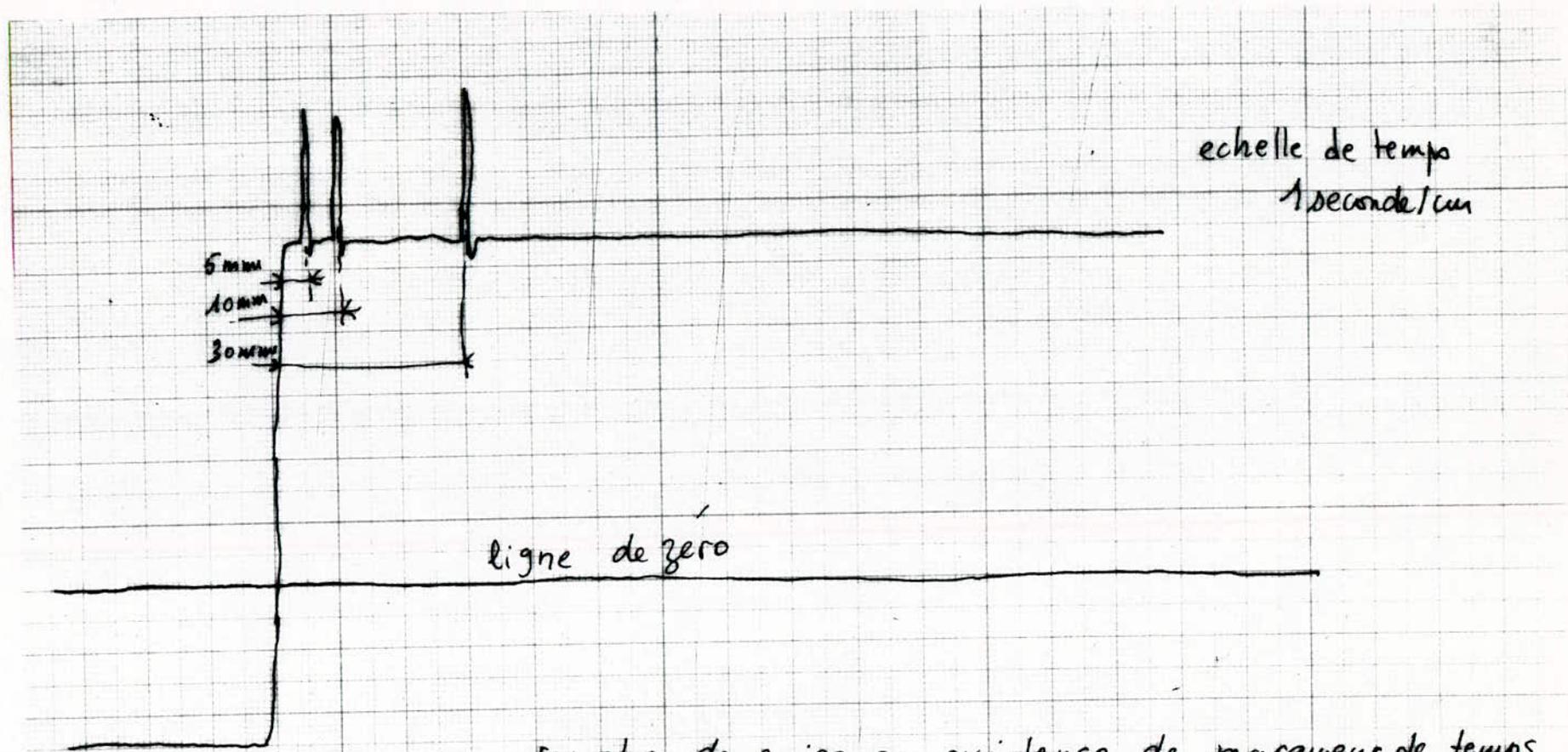
divisions du cadran  
du pneumotachographe



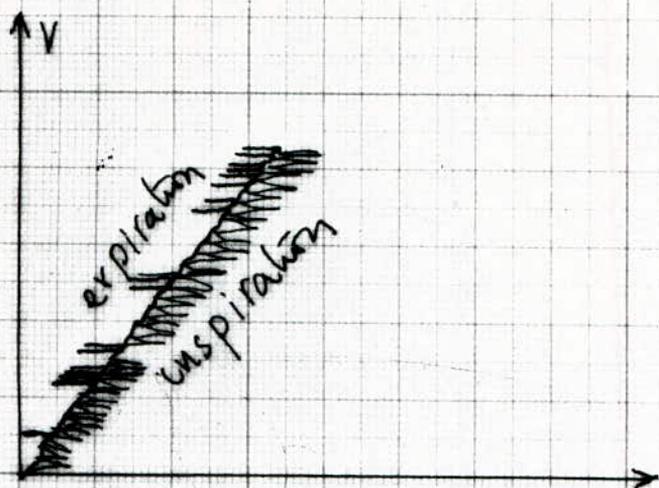
étalonnage de volume, courbe obtenue sur table traçante avec le programmeur et le capteur numero 4. En faisant changer le  $n^{\circ}$  de temps d'intégration de 1 à 4



Courbe d'étalonnage du débit avec le petit capteur ( $n=2$ )



Courbe de mise en évidence de marqueur de temps  
 obtenu sur table traçante avec le programmeur.  
 C'est la courbe (V-t) avec action rapide  
 sur le bouton d'ajustement de zero et valve  
 d'entrée des gaz fermée



courbe de compliance obtenue sur table traçante, avec programmeur, suivant le montage décrit au paragraphe réservé à la compliance du chapitre II, avec un mouvement lent du piston.

capteur n° 2 ~~à~~ position 2 du sélecteur de temps d'intégration ; calibre 10 cm H<sub>2</sub>O du pressographe

échelle table traçante ; X : 0,25 V/cm

Y : 0,25 V/cm.

	FLEISCH DW TRANSDUCER HEAD (Model Number):								
	0000	000	00	0	1	2	3	4	
PHENOMENON :- $\dot{V}$ (1/sec)	0.0125	0.015	0.04	0.1	0.3	1.0	2.0	5.0	10.0
PHENOMENON :-V (1)	0.00625	0.0075	0.02	0.05	0.15	0.5	1.0	2.5	5.0
PHENOMENON :-V <sub>I+E</sub> (1)	0.0125	0.015	0.04	0.1	0.3	1.0	2.0	5.0	10.0
PHENOMENON :-V <sub>=I</sub> (1)	0.125	0.15	0.4	1.0	3.0	10.0	20.0	50.0	100.0
PHENOMENON :-MV (i)	0.125	0.15	0.4	1.0	3.0	10.0	20.0	50.0	100.0
PHENOMENON :-f (resp/min)	50.0	50.0	50.0	50.0	50.0	50.0	50.0	50.0	50.0
PHENOMENON :-r.t.r. (%)	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
PHENOMENON :-TV (1)	0.00625	0.0075	0.02	0.05	0.15	0.5	1.0	2.5	5.0

# Bibliographie

- Physiologie humaine (la respiration)..... [1]  
par : R. Flandrois, J. Brune et T. Wisendanger  
SIMEP - éditions 1976
- Précis de semiologie pratique de l'appareil respiratoire... [2]  
par : D. Larbaoui SNED, Alger 1977
- Métrologie générale ..... [3]  
par : M. Brassiere et E. GAIGNÉBET  
Dunod, Paris 1966
- Mesures électrologique ..... [4]  
par : U. ZELBSTEIN  
Dunod, Paris 1969
- Instrumentation industrielle 1 et 2 ..... [5]  
par : Michell CERR  
édition Technique et Documentation
- Hydraulique générale et appliquée ..... [6]  
par : M. Carlier  
édition Eyrolles, Paris 1980
- Mécanique des fluides appliquée ..... [7]  
par : R. Ouziaux et J. Perrier  
édition Dunod, Paris 1978
- Documentation commerciale de l'appareil ..... [8]  
"THE GOULD GODART COMPÉANCÉ TEST MARK III TYPE 19880-C"
- Mécanique appliquée (Tome 1) ..... [9]  
par R. Thibaut édition Deboek, Bruxelles 1981

