

- Note CEA-N-1681 -

Direction du Centre d'Etudes Nucléaires de Saclay

**DETERMINATION DE LA PUISSANCE RESPIRATOIRE  
DEPENSEE PAR LE PORTEUR  
D'UN APPAREIL DE PROTECTION RESPIRATOIRE**

par

Louis CHRETIEN, Yvon LE BOURDONNEC, Bernard WERDERER

- Décembre 1973 -

Note CEA-N-1681

**DESCRIPTION-MATIERE** (*mots clefs extraits du thesaurus SIDON/INIS*)

*en français*

RESPIRATION  
RESPIRATEURS  
VENTILATION  
SOUFFLE RESPIRATOIRE

*en anglais*

RESPIRATION  
RESPIRATORS  
VENTILATION  
BREATH

- Note CEA-N-1681 -

Direction du Centre d'Etudes Nucléaires de Saclay

**DETERMINATION DE LA PUISSANCE RESPIRATOIRE  
DEPENSEE PAR LE PORTEUR  
D'UN APPAREIL DE PROTECTION RESPIRATOIRE**

par

**Louis CHRETIEN, Yvon LE BOURDONNEC, Bernard WERDERER**

## TABLE DES MATIERES

1 - INTRODUCTION	p. 1
2 - RESPIRATION AVEC UN DISPOSITIF DE PROTECTION	3
3 - INCIDENCE SUR LE TRAVAIL DU PORT D'UN APPAREIL DE PROTECTION RESPIRATOIRE	5
4 - CONSIDERATIONS THEORIQUES	9
5 - METHODES D'ESSAIS	20
6 - MESURES PRATIQUES SUR DES APPAREILS FILTRANTS	23
7 - MESURES PRATIQUES SUR DES APPAREILS ISOLANTS AUTONOMES A CIRCUIT FERME	25
8 - MESURES PRATIQUES SUR DES APPAREILS ISOLANTS A CIRCUIT OUVERT	27
9 - CONCLUSIONS	29
BIBLIOGRAPHIE	31
ANNEXES 1 à 4	33
PLANCHES 1 à 17	38

## 1 - INTRODUCTION

L'homme qui, pour pénétrer en atmosphère hostile, a ajusté un appareil de protection respiratoire, ne tarde pas à éprouver une certaine gêne.

A l'inconfort dû au masque, et parfois au port d'accessoires plus ou moins lourds, s'ajoute une difficulté à respirer [1/. Le porteur d'un masque a en effet un travail respiratoire supplémentaire à fournir. Si celui-ci est trop grand, il se peut qu'il ne soit plus capable d'effectuer la tâche envisagée. La fatigue de l'opérateur, ses possibilités d'action, sont liées directement au choix de l'appareil. Lors des tests, il est donc essentiel de savoir mesurer la puissance supplémentaire qui sera dissipée par les poumons par suite du port de l'appareil de protection.

Afin de mieux comprendre le rôle des principaux facteurs qui entrent en jeu lorsqu'on utilise un appareil de protection rappelons brièvement le mécanisme de la fonction respiratoire [2/ [3/.

En passant par les organes supérieurs (nez et bouche), l'air est acheminé le long du système trachéobronchique vers les poumons où s'effectuent les échanges gazeux avec le sang.

Les poumons qui occupent la plus grande partie de la cage thoracique y adhèrent par l'intermédiaire du sac pleural. Très élastiques, ils sont soumis aux mouvements d'expansion du thorax sous l'action des muscles du diaphragme et des muscles intercostaux. Les poumons se laissent dilater et l'air pénètre (phase inspiratoire).

Le relâchement des muscles fait reprendre aux poumons leur volume initial et provoque l'expulsion de l'air (phase expiratoire).

Le volume d'air inhalé et rejeté à chaque mouvement, ou volume courant, varie suivant l'état d'activité de l'organisme dans un rapport de 1 à 6.

Le rythme de la respiration qui est de 15 cycles par minute au repos s'élève à 50 cycles au cours d'exercices intenses. Par suite, le volume d'air inhalé ou expiré en une minute, ou ventilation, qui est de l'ordre de 5 l/mn pour un sujet au repos, peut atteindre 100 l/mn dans des conditions de travail particulièrement pénibles.

## 2 - RESPIRATION AVEC UN DISPOSITIF DE PROTECTION

SILVERMANN, puis COOPER /4/ sont parvenus à estimer la puissance respiratoire dissipée par des sujets, équipés d'appareils de protection respiratoire isolants à circuit fermé, alors que ces sujets se livraient à différents degrés d'activité physique.

COOPER effectua cette mesure en enregistrant les cycles pression-volume, puis il brancha les appareils sur une pompe aspirante et soufflante dont le débit était une fonction sinusoïdale du temps.

De ces essais, il déduisit :

- la puissance respiratoire dissipée contre une résistance externe est fonction de la ventilation, et non pas séparément du volume courant et de la fréquence.
- la puissance dissipée par la pompe est la même que celle développée par les sujets aux ventilations correspondantes.

Estimant que chez l'homme, les variations du débit respiratoire en fonction du temps sont assez proches d'une fonction sinusoïdale, COOPER a proposé d'utiliser une telle représentation pour évaluer la puissance respiratoire développée à travers un dispositif de protection.

Dans la réalité, la ventilation n'est pas parfaitement sinusoïdale. Au repos, la durée de l'inspiration occupe seulement 40 % de celle du cycle et 50 % en cours d'exercice.

Lorsque la résistance au passage de l'air est grande, les sujets ont tendance à augmenter la durée de l'inhalation au détriment de celle d'expiration. L'onde inspiratoire s'infléchit

tandis que l'onde expiratoire devient plus aiguë. De plus, la fréquence de la respiration diminue, entraînant une réduction de la ventilation.

On constate néanmoins que ces effets sont moins marqués chez les personnes entraînées au port des appareils de protection. En dépit de son caractère très approximatif, le schéma de COOPER est du plus grand intérêt pour les essais des appareils de protection respiratoire. Il permet de relier les facteurs physiques par des expressions mathématiques simples et par ailleurs, il fournit une technique expérimentale suffisamment représentative des phénomènes physiologiques (5).



3 - INCIDENCE SUR LE TRAVAIL DU PORT D'UN APPAREIL DE PROTECTION  
RESPIRATOIRE

ROWLANDS a classé les travaux susceptibles d'être effectués par un individu selon la puissance mécanique mise en jeu [6/ 11/.

de 35 à 50 W	travail léger
50 à 90 W	travail modéré
90 à 150 W	travail pénible
supérieure à 150 W	travail exceptionnel

A titre d'exemple, les sujets ayant participé aux expériences de SILVERMANN (§ 2) étaient capables de développer une puissance mécanique d'environ 100 W pendant plusieurs heures. Entre 130 et 180 W, les périodes d'exercice étaient limitées à 15 minutes. Seuls les sujets entraînés pouvaient pendant ce temps développer plus de 180 W.

Il peut arriver que le travail respiratoire trop important, imposé par un dispositif de protection particulier, rende pénible, sinon impossible, l'exécution de certaines tâches.

En se basant sur les effets ressentis par les opérateurs durant ses expériences, SILVERMANN a pu fixer une limite à la puissance respiratoire totale mise en jeu avec le dispositif de protection. Cette puissance ne doit pas dépasser 0,6 % de la puissance mécanique que doit développer le travailleur.

Une définition quelque peu différente de cette limite a été donnée par COOPER. Exprimée en watts, la puissance respiratoire supplémentaire imposée par le dispositif de protection

ne doit pas dépasser les quatre pour cent de la ventilation exprimée en litres par minute. L'auteur recommande de s'en tenir à la valeur moitié.

Les deux définitions conduisent à des valeurs limites voisines ainsi qu'il est possible de s'en assurer sur le graphique reliant les ventilations enregistrées au cours des expériences de SILVERMANN et les puissances développées sur l'ergomètre (planche 1).

De plus, COOPER fit remarquer que l'expiration étant une phase passive, où les muscles se relâchent, il y avait intérêt à réduire la résistance du dispositif de protection sur le circuit d'expiration.

L'"American Conference of Governmental Industrial Hygienists" (8) s'est référée dans ses travaux aux règles de COOPER que l'on peut traduire ainsi :

1 - L'appareil doit être examiné pendant un travail à plein rendement, avec un débit d'air variant en fonction du temps suivant une loi sinusoidale, et correspondant à des ventilations de 20, 50 et 100 l/mn (volumes courants de 1, 2 et 3 l aux fréquences respectives de 20, 25 et 33,3 cycles/mn).

2 - La puissance énergétique dissipée par suite du port de l'appareil, exprimée en watts, ne doit pas excéder les 4/100e de la valeur de la ventilation mesurée en litres par minute.

3 - Cette puissance devrait être de préférence limitée à la moitié de cette valeur.

4 - La puissance relative à l'expiration ne doit pas dépasser 50 % de la puissance énergétique respiratoire totale dans le cas de ventilations importantes (50 et 100 l/mn). Ce rapport a une influence négligeable pour les plus faibles valeurs de la ventilation.

Ces règles, également adoptées au CEA par la Sous-Commission des Risques de Contamination Chimique ou Radioactive /9/ nous ont servi de base pour nos essais.

Cependant, les observations recueillies auprès des agents de notre organisme, assujettis de par leur fonction au port fréquent d'appareils filtrants, nous ont conduits à penser que la limite recommandée de préférence par COOPER, bornant la puissance énergétique dissipée (en watts) aux 2/100e de la valeur de la ventilation (en l/mn) était en fait plus représentative que celle la limitant aux 4/100e.

Cette dernière valeur nous aurait conduit à classer comme acceptables pour certains travaux des modèles d'appareils que le personnel considérait comme intolérables. C'était un point important à préciser car en raison de la gêne ressentie ou de leur répugnance à accepter le port d'un dispositif pour effectuer un travail particulier, les opérateurs ont tendance à utiliser l'appareil de façon incorrecte, voire dangereuse.

Par ailleurs, un contrôle supplémentaire à la ventilation de 75 l/mn (volume courant 3 l, fréquence 25 cycles par minute) a été jugé utile en raison de l'écart important de puissance entre 50 et 100 l/mn.

Les conditions imposées se résument ainsi :

$$W_T = \frac{1}{2} (W_i + W_e) \leq L \quad (1)$$

$$W_e < \frac{1}{2} W_T \leq \frac{L}{2} \quad (2)$$

où  $W_i$  et  $W_e$  sont les puissances moyennes enregistrées durant les phases inspiratoires et expiratoires.

A noter que dans certains types d'appareils, où la zone intérieure du masque reste en surpression durant tout le cycle respiratoire, et où comme nous le verrons par la suite, le travail inspiratoire  $W_1$  est nul, seule la deuxième condition de COOPER est à vérifier.

Dans tous les cas, la limite L est, pour les raisons exposées ci-dessus, fixée à :

$$L(W) = \frac{2}{100} \gamma \quad (1/\text{mm}) \quad (3)$$

#### 4 - CONSIDERATIONS THEORIQUES

HEUSINGER a présenté un modèle de l'appareil de protection respiratoire et une analyse du système basée sur des analogies électriques [10/].

Le modèle présenté par cet auteur se compose simplement d'un conduit résistant relié à un sac aux parois pesantes et extensibles.

Si  $p$  est la pression à l'entrée,  $v$  le volume d'air pulsé, l'équation du système est de la forme :

$$p = M \frac{d^2 v}{dt^2} + R \frac{dv}{dt} + E v \quad (4)$$

$R \frac{dv}{dt}$  représente la perte de charge due aux frottements de l'air.

$E v$  est un terme lié à l'élasticité du sac.

$M \frac{d^2 v}{dt^2}$  est relatif à l'inertie des parois du sac.

Faisant apparaître le débit  $q = \frac{dv}{dt}$ , il vient :

$$p = M \frac{dq}{dt} + R q + E \int q dt \quad (5)$$

L'équation est analogue à celle d'un circuit électrique comprenant en série une résistance R, une self L, une capacité c et qui, soumis à une force électromotrice e, est parcouru par un courant i :

$$e = L \frac{di}{dt} + R i + \frac{1}{c} \int i dt \quad (6)$$

Signalons que, guidés par les analogies existant entre les phénomènes mécaniques et les phénomènes électriques, SILVER (L) et alii [11] sont parvenus à dresser un schéma électrique représentatif des appareils de protection respiratoire. Chaque composant (résistance, capacité, self, diode,...) du circuit joue le rôle d'un des éléments du système réel. Les auteurs ont pu ainsi retrouver par le calcul les courbes expérimentales de pression et de débit, ce qui confirme la validité de telles approches.

Dans l'hypothèse où l'écoulement de l'air est laminaire et que le débit est une fonction sinusoïdale du temps, on peut poser :

$$q = Q \sin \omega t \quad (7)$$

$$p = P \sin (\omega t - \varphi) \quad (8)$$

$$v = V \sin (\omega t - \frac{\pi}{2}) \quad (9)$$

$\omega$  est la pulsation, reliée à la période T ou à la fréquence f du cycle par :

$$\omega = \frac{2 \pi}{T} = 2 \pi f \quad (10)$$

$\psi$  est l'angle de déphasage de la pression sur le débit.

Si  $V_0 = 2 V$  est le volume du corps de la pompe alternative branchée sur l'appareil :

$$Q = 2 \pi f V = \pi f V_0 \quad (11)$$

La ventilation a pour valeur :

$$\gamma = f V_0 = 2 f V = \frac{Q}{\pi} \quad (12)$$

Introduisons l'impédance du système :

$$Z = \sqrt{R^2 + \left(M\omega - \frac{E}{\omega}\right)^2} = \sqrt{R^2 + X^2} \quad (13)$$

et écrivons les relations connues :

$$P = Z \cdot Q \quad (14)$$

$$\operatorname{tg} \psi = \frac{X}{R} \quad (15)$$

$$R = Z \cos \psi \quad (16)$$

$$X = Z \sin \psi \quad (17)$$

On sait également que la puissance instantanée dissipée dans le dispositif est :

$$W = \frac{1}{2} P Q \cos \psi - \frac{1}{2} P Q \cos (2 \omega t - \psi) \quad (18)$$

Les analogies conduisent encore à considérer :

$$\text{- la puissance "active"} \quad W_R = \frac{1}{2} P Q \cos \varphi = \frac{1}{2} R Q^2 \quad (19)$$

$$\text{- la puissance "réactive"} \quad W_X = \frac{1}{2} P Q \sin \varphi = \frac{1}{2} Q^2 \quad (20)$$

$$\text{- la puissance "apparente"} \quad W = \sqrt{W_R^2 + W_X^2} = \frac{1}{2} P Q \quad (21)$$

$$\text{- le facteur de puissance } k = \frac{W_R}{W} = \cos \varphi \quad (22)$$

Portons à présent sur deux axes rectangulaires les valeurs instantanées du volume  $v$  et de la pression  $p$  (planche 2). L'extrémité du point de coordonnées  $v$  et  $p$  décrit une ellipse. Sur cette ellipse, parcourue suivant la loi des aires, le rayon vecteur balaie dans le temps  $dt$  une surface :

$$dS = \frac{1}{2} (vdp - pdv) = \frac{1}{2} P V \omega \cos \varphi . dt = W_R . dt \quad (23)$$

En substituant à la variable  $v$ , le débit instantané  $q$ , on obtient une seconde ellipse dont le rayon vecteur balaie l'aire :

$$dS' = \frac{1}{2} P Q \omega \sin \varphi . dt = W_X . \omega dt \quad (24)$$

L'évaluation des aires totales  $S$  et  $S'$  des deux cycles  $p-v$  et  $p-q$  nous fait connaître les puissances actives et réactives puisque :

$$W_R = f . S \quad (25)$$

$$W_X = \frac{1}{2 \pi} . S' \quad (26)$$



On peut également en déduire la valeur des éléments de résistance R et de réactance X du système.

Dans la réalité, les phases inspiratoire et expiratoire ne sont jamais symétriques et l'on traite séparément les demi-ellipses afférentes à chaque phase.

Il est assez fréquent que les lois régissant les écoulements ou les états élastiques du système ne soient linéaires qu'aux faibles ventilations.

Au-delà, le débit et la pression s'écartent de la forme sinusoïdale. Un développement en série de FOURIER conduit alors à des expressions de la forme :

$$q = \sum Q_n \sin (n \omega t - \alpha_n) \quad p = \sum P_n \sin (n \omega t - \beta_n) \quad (27)$$

La puissance instantanée est :

$$\begin{aligned} W = & \sum \frac{1}{2} P_n Q_n \cos (\beta_n - \alpha_n) + \sum \frac{1}{2} P_n Q_n \cos (2n \omega t - \alpha_n - \beta_n) \\ & + \sum \frac{1}{2} P_m Q_n \left[ \cos (m+n) \omega t - (\alpha_m + \beta_n) \right] \\ & + \sum \frac{1}{2} P_m Q_n \left[ \cos (m-n) \omega t - (\alpha_m - \beta_n) \right] \end{aligned} \quad (28)$$

La puissance apparente prend pour valeur :

$$W = \sqrt{W_R^2 + W_X^2 + W_D^2} \quad (29)$$

$$\text{où } W_R = \sum \frac{1}{2} P_n Q_n \cos \psi_n \quad \text{avec} \quad \psi_n = \beta_n - \alpha_n \quad (30)$$

est la somme des puissances actives correspondant aux harmoniques de même rang de la pression et du débit, considérés isolément.

$$W_X = \sum \frac{1}{2} P_n Q_n \sin \psi_n \quad (31)$$

est de même la somme des puissances réactives.

Le terme nouveau  $W_D$  qui apparaît, appelé puissance déformante, est le suivant :

$$W_D = \frac{1}{2} \sqrt{P_m^2 Q_n^2 + P_n^2 Q_m^2 - 2 P_m Q_n P_n Q_m \cos (\psi_n - \psi_m)} \quad (32)$$

Par extension, on prend encore pour facteur de puissance :

$$k = \frac{W_R}{W} \quad (33)$$

Les cycles pression-volume et pression-débit s'écartent évidemment des ellipses précédemment tracées.

Le calcul des surfaces  $S$  et  $S'$  dans ce cas général montre que l'on a toujours :

$$W_R = f \cdot S \quad W_X = \frac{1}{2\pi} \cdot S'$$

La puissance déformante  $W_D$  n'apparaît donc pas dans les surfaces internes des deux cycles.

Voyons sur un exemple l'importance relative de ce dernier terme.

Supposons que l'amplitude de la pression varie comme le carré du débit, et que l'onde de pression ne soit pas décalée sur l'onde de débit (planche 3).

Après développement en série de FOURIER, nous posons :

$$p = 0,85 P \sin \omega t + 0,17 P \sin (3 \omega t + \pi) + 0,024 P \sin (5 \omega t + \pi) + \dots$$

Des formules (29 à (32), on déduit :

$$W_R = 0,425 P Q \quad W_X = 0 \quad W_D = 0,085 P Q$$

Dans l'exemple traité, où l'aire du cycle p-q a une surface nulle, confirmant que  $W_X$  est nulle, la puissance réactive totale est représentée par la valeur non négligeable de la puissance déformante.

Un calcul analogue, pratiqué à l'expiration sur les ondes de pression et de débit enregistrées à 75 l/mm sur un des appareils testés, nous a conduit aux estimations suivantes :

$$W_R = 1,60 W \quad W_X = 0,65 W \quad W_D = 0,35 W$$

Les valeurs mesurées sur les cycles p-v et p-q ont été :  
(annexe 3 - appareil Chemox)

$$W_R = 1,55 W \quad W_X = 0,55 W$$

Ce second exemple confirme que la connaissance exacte de la puissance réactive mise en jeu dans le dispositif n'est pas immédiate sur les cycles considérés.

Avant de conclure avec la méthode d'investigation d'HEUSINGER, une comparaison s'impose avec celles d'autres chercheurs, tel COOPER, qui, se basant sur des considérations purement thermodynamiques, ne tracent que le seul cycle pression-volume.

Sur une portion CDE d'un tel cycle (planche 2), durant la phase expiratoire, l'aire située entre la courbe et l'axe des volumes représente le travail effectué :

$$\mathcal{E} = \int_{\widehat{CE}} p \, d v \quad (34)$$

Cette aire est la somme :

de l'aire du secteur d'ellipse COE représentative du travail  $W_E \cdot \frac{V}{V_0}$  contre les forces de frottement,

de l'aire du triangle EOY, à savoir

$$\frac{1}{2} V \cdot P \sin \psi = \frac{1}{2} P \frac{Q}{\omega} \sin \psi = \frac{W_X}{\omega}$$

figurant le travail contre les forces élastiques ou, si l'on préfère, l'énergie potentielle emmagasinée.

Pendant la détente de l'air, le long de l'arc EF (début de la phase inspiratoire), une partie de l'énergie potentielle est utilisée pour vaincre les forces de frottement (secteur EOF).

Comme l'a fait COOPER, nous considérons que l'énergie EFV restante est perdue pour le système.

Dans la méthodes des analogies électriques, l'aire EFV, qui apparaît avec le signe moins, est comptée comme une énergie retournée à la source.

La différence est purement formelle car l'aire des triangles, tels que EFV, est la plus souvent négligeable sur les cycles réels.

On a noté au passage qu'il était en principe possible sur le seul cycle p-v de séparer le travail des forces de frottement de celui des forces élastiques.

Cependant, l'incertitude sur les relevés expérimentaux du point de tangence E fait préférer l'évaluation de l'énergie réactive sur le cycle p-q.

L'intersection E' de l'ellipse avec l'axe des pressions est en effet plus précis.

Le contrôle des conditions aux limites (1) et (2) requiert le calcul des puissances moyennes développées par le poumon.

Pour le cycle considéré, celle-ci est selon (18) en régime sinusoïdal :

$$W_m = \frac{1}{\frac{T}{2} - \frac{\varphi}{\omega}} \int_{\frac{\varphi}{\omega}}^{\frac{T}{2}} \left( \frac{1}{2} P Q \cos \varphi - \frac{1}{2} P Q \cos(2\omega t - \varphi) \right) dt \quad (35)$$

$$\text{soit } W_m = W_R + \frac{W_X}{\pi - \varphi} \quad (36)$$

où  $W_R$  et  $W_X$  sont évaluées sur l'aire des cycles p-v et p-q.

Cette valeur est évidemment la même que celle que l'on peut déduire sur le cycle p-v en considérant l'aire sous le cycle, c'est-à-dire l'ensemble des travaux

$$W_R \left( \frac{T}{2} - \frac{\varphi}{\omega} \right) \text{ et } \frac{W_X}{\omega}$$

effectués dans le même temps.

Il est intéressant de comparer la valeur moyenne  $W_m$  ci-dessus et la valeur maximale  $W_M$  que l'on peut déduire de la formule (18).

$$W_M = W_R + W = W (\cos \varphi + 1)$$

$$W_m = W_R + \frac{W_X}{\pi - \varphi} = W \left( \cos \varphi + \frac{\sin \varphi}{\pi - \varphi} \right)$$

Le rapport  $\frac{W_M}{W_m}$  égal à 2 quand l'angle de déphasage  $\varphi$  est nul, décroît jusqu'à 1,8 pour  $\varphi = 45^\circ$ .

Au cours des essais auxquels SILVERMANN et COOPER se sont livrés, et qui les ont conduits à définir une limite L pour la puissance moyenne  $W_m$ , les opérateurs ont donc pu supporter sans dommage une puissance maximale de l'ordre de 2 L.

Une dernière remarque s'impose sur ce qui a été dit précédemment au sujet de la puissance déformante  $W_D$ .

En se reportant à la formule (28), on voit que la puissance réactive  $W_X$  est liée au terme fluctuant des harmoniques de même rang et que la puissance déformante  $W_D$  est liée à l'action mutuelle des harmoniques de rangs différents.

La valeur moyenne de la puissance calculée sur une période (ou une demi-période) ne saurait comprendre les termes ci-dessus. Il est évident, par contre, que la puissance moyenne dépensée par le poumon, évaluée sous l'aire du cycle p-v dans un intervalle de temps différent de  $\frac{T}{2}$  comprend la puissance réactive totale, c'est-à-dire des termes relatifs à  $W_X$  et  $W_D$ .

Pratiquée sur le cycle p-v, l'évaluation de la puissance moyenne est toujours exacte.

Dans l'exemple cité ci-dessus ( $W_R = 1,60 \text{ W}$ ,  $W_X = 0,65 \text{ W}$ ,  $W_D = 0,35 \text{ W}$ ), la puissance moyenne dépensée par le poumon durant la phase expiratoire était très sensiblement :

$$\begin{aligned} W_m &= W_R + \frac{W_X}{0,89 \pi} + \frac{W_D}{0,89 \times 2 \pi} \\ &= 1,60 + \frac{0,65}{0,89 \pi} + \frac{0,35}{0,89 \times 2 \pi} = 1,90 \text{ W} \end{aligned}$$

En négligeant le terme  $W_D$ , comme l'évaluation de  $W_R$  et  $W_X$  sur les cycles p-v et p-q (formules 25 et 26) conduit à faire, on trouve 1,83 W, soit une erreur relative inférieure à 3 %.

## 5 - METHODES D'ESSAIS

Le couvre-face de l'appareil à examiner est installé sur une tête anatomique constituée par une poche gonflable en caoutchouc. Une excellente étanchéité est obtenue lorsque le couvre-face est bien adapté sur la tête et que cette dernière est convenablement gonflée.

Un conduit de section suffisante traverse la tête et permet de se raccorder sur une pompe alternative à débit sinusoïdal /11/ /12/.

Un deuxième conduit, de section réduite, est branché sur un manomètre électronique pour la mesure de la pression instantanée.

Le corps de pompe est un soufflet étanche, monté entre deux flasques, l'un fixe, l'autre mobile.

Un plateau manivelle, entraîné par un moteur électrique, communique au flasque mobile un mouvement de translation alternatif. L'amplitude de ce mouvement est réglable et permet d'adapter le volume courant à la valeur choisie. Le régulateur du moteur maintient fixe la vitesse de rotation indépendamment des variations du couple résistant au cours du cycle. Un réglage manuel permet de fixer la fréquence à la valeur désirée.

(Voir planche 4, la photographie de cet ensemble).

La valeur instantanée du volume  $v$  d'air pulsé est liée à la position relative du flasque mobile. Si ce flasque entraîne le curseur d'un potentiomètre linéaire, le signal continu prélevé indique les variations de volume.

Les signaux de pression et de volume sont introduits aux bornes X Y d'une table traçante et l'on obtient directement les cycles "pression-volume".



On accède aux valeurs instantanées du débit en intercalant sur le conduit d'air un débitmètre, tel un capteur de FLEISCH connecté à une sonde de pression. Il est ainsi possible de tracer les cycles "pression-débit".

En toute rigueur, le signal du volume aurait dû correspondre à la courbe intégrale du débit.

A défaut d'un ensemble électronique délivrant cette grandeur, le retard lié au temps de propagation entre le soufflet et la tête anatomique, a été corrigé sur le signal prélevé sur le potentiomètre à l'aide d'un dispositif déphaseur.

Ceci nous a conduit à vérifier que la substitution d'un signal parfaitement sinusoïdal à la fonction intégrale du débit n'introduisait pas plus de 3 % d'erreur dans les mesures de puissance.

L'évaluation de l'aire des cycles peut se faire par pesée. La pesée d'une aire de référence donne les coefficients d'étalonnage à appliquer à chacun des cycles p-v et p-q.

Signalons pour mémoire une autre méthode d'essai, consistant dans le tracé des caractéristiques statiques pression-débit. Pour ce faire, la tête anatomique est branchée à un éjecteur d'air (phase inspiratoire), puis au réseau d'air comprimé (phase expiratoire).

On fait varier le débit  $Q$  de façon discontinue de 0 à  $20 \text{ m}^3/\text{h}$  et on note la valeur de la pression  $P$  correspondante.

Le tracé du diagramme p-v se pratique point par point en imposant à v une variation sinusoïdale et en lui faisant correspondre à chaque instant la valeur de p lue sur la caractéristique statique.

L'évaluation de la puissance respiratoire faite suivant cette méthode est suffisamment correcte tant que le facteur de puissance reste voisin de l'unité.

Une détermination encore plus rapide a été signalée par COOPER 5/.

Sur du papier logarithmique, la caractéristique statique est assimilable à une droite, ou à des portions de droites, de pente moyenne  $n$ . Il en résulte que  $P = \lambda Q^n$  et le calcul du travail respiratoire fait apparaître l'intégrale :

$$I = \int_0^{\pi} \sin^{n+1} x \, dx \quad (37)$$

dont les valeurs sont données à la planche 5 en fonction de  $n$ .

Connaissant la pression maximale  $P$  et le débit maximum  $Q$ , la puissance moyenne est :

$$W = \frac{1}{2 \pi} P \cdot Q \cdot I \quad (38)$$

## 6 - MESURES PRATIQUES SUR DES APPAREILS FILTRANTS

Quatre appareils de marques différentes, en service au CEN-Saclay, ont été soumis aux essais, selon la méthode dynamique décrite précédemment.

Les résultats sont consignés à l'annexe 1.

Les planches 6 et 7 reproduisent, pour l'un des appareils, les enregistrements effectués : courbes de la pression, du volume et du débit en fonction du temps, diagrammes pression-volume et pression-débit à l'un des quatre régimes de ventilation imposés.

L'erreur relative des mesures est environ de 8 % à faible ventilation, 5 % aux régimes intermédiaires et 3 % au régime extrême.

La puissance active est du même ordre de grandeur sur les quatre types d'appareils. Elle est imputable en effet en grande partie à la perte de charge dans la cartouche, dont un modèle unique équipe tous les appareils en service dans notre organisme.

A l'expiration, des écarts sensibles apparaissent, liés aux formes des soupapes et à leurs dimensions.

La puissance réactive est relativement faible. A la ventilation maximale, elle représente seulement 15 % de la puissance active sur les appareils où l'on a observé les pulsations les plus fortes du couvre-face.

En coordonnées logarithmiques, le graphique de la puissance respiratoire en fonction de la ventilation est sensiblement linéaire. La droite en pointillé délimite les valeurs à ne jamais dépasser (planche 3).

En considération de cette limite, il est recommandé de ne pas choisir un appareil filtrant pour se livrer à des travaux "classés exceptionnels", exigeant des ventilations supérieures à 75 l/mn.

Afin de juger des mesures susceptibles d'être obtenues par la méthode d'essai basée sur le tracé des caractéristiques statiques, (voir § 5), l'annexe 2 fait le rapprochement des résultats acquis par les deux méthodes.

La planche 9 reproduit les caractéristiques statiques relevées sur l'appareil ANP-51.M53.

Une évaluation directe de la puissance suivant la méthode de calcul de COOPER a été faite pour cet appareil. Les résultats des calculs sont également consignés dans le tableau de l'annexe 2.

Bien que les valeurs obtenues dans les trois tests soient assez voisines, la méthode dynamique reste préférée en raison de sa rapidité d'exécution, mais surtout des renseignements qu'elle seule peut fournir sur les forces élastiques.

7 - MESURES PRATIQUES SUR DES APPAREILS ISOLANTS AUTONOMES A  
CIRCUIT FERME

Dans les appareils de cette famille, les gaz expirés sont dirigés après épuration dans un sac formant réserve, et dont le remplissage est complété par l'appoint d'une source d'oxygène. Cette source est soit une bouteille d'oxygène (appareil FENZY 55), soit une cartouche à réaction chimique (appareil MSA, type CHEMOX).

Après un délai d'établissement, lié au remplissage des sacs, les cycles "pression-volume" et "pression-débit" relevés sur ces appareils sont semblables à ceux reproduits aux planches 10 et 11.

Les considérations théoriques du § 4 et les remarques formulées au sujet des méthodes de COOPER et d'HEUSINGER permettent d'interpréter ces cycles.

Dans l'évaluation du travail du poumon, les aires hachurées des triangles curvilignes sont considérées comme perdues.

Durant les intervalles allant des temps  $t_1$  à  $t_2$  et  $t_3$  à  $t_4$  considérés, le poumon n'a aucun effort supplémentaire à fournir, le travail contre les forces de frottement dans l'appareil étant réalisé par l'énergie potentielle accumulée dans la phase précédente.

Les cycles "pression-débit" sont parcourus dans le sens inverse des aiguilles d'une montre. L'onde de pression est en avance sur l'onde de débit. Le sac de la réserve d'air joue un rôle analogue à celui d'une capacité dans un circuit électrique.

A noter que sur l'appareil FENZY 55, on peut distinguer l'énergie potentielle emmagasinée dans le sac et celle résultant de la surpression apportée par la bouteille d'oxygène.

Les résultats d'essais sont consignés à l'annexe 3.

Avec l'appareil FENZY 55, la puissance moyenne, pour l'ensemble du cycle respiratoire, reste dans les limites recommandées (planche 12).

La puissance à l'expiration s'avère légèrement plus grande que celle à l'inspiration, la surpression dans le masque agissant comme un élément modérateur de celle-ci.

Comparé à un masque filtrant, cet appareil requiert une puissance trois fois plus faible aux ventilations extrêmes de 100 l/mn.

L'appareil MSA, type CHEMOX, atteint la limite admissible dès que la ventilation approche 75 l/mn (planche 12).

La puissance exigée par cet ensemble est voisine de celle d'un appareil filtrant.

Aux ventilations de 75 et de 100 l/mn, la puissance à développer pendant le cycle expiratoire est largement supérieure à celle du cycle inspiratoire (voir annexe 3), et ne répond pas à la deuxième règle formulée par COOPER au sujet de l'importance relative de la puissance expiratoire par rapport à la puissance énergétique totale.

8 - MESURES PRATIQUES SUR DES APPAREILS ISOLANTS A CIRCUIT OUVERT

Les essais ont porté sur trois appareils à débit asservi avec bouteille d'air comprimé portable (SPIROTECHNIQUE : types SPIRATOM et SUPERSPIRATOM, COMMEINHES SM 2500) et sur un appareil à débit asservi avec réservoir fixe d'air comprimé (SPIROTECHNIQUE : type ALIZE).

Dans ces ensembles, le débit d'air à l'inspiration est adapté automatiquement par un dispositif "régulateur" à la ventilation requise par l'utilisateur.

A l'expiration, l'air est rejeté en totalité à l'extérieur et n'est ni récupéré, ni recyclé.

Le régulateur doit maintenir, quelle que soit la demande en air, une légère surpression aussi faible que possible mais constante dans le couvre-face évitant toute possibilité de rentrée d'air ou de particules nocives en cas de mauvaise étanchéité de la jonction du couvre-face sur le visage.

La planche 13 montre l'allure des ondes de pression et de débit sur ce type d'appareils.

Les planches 14 à 16 reproduisent quelques uns des cycles enregistrés.  $p_0$  est la surpression produite par le régulateur.

Durant la phase inspiratoire, la pression dans le couvre-face reste positive. Le poumon n'a aucun effort supplémentaire à fournir car le travail, représenté sur le cycle p-v par l'aire située sous la courbe ABC, est fourni par la source d'air.

A l'expiration, le travail du poumon est proportionnel à l'aire située sous la courbe CDA, et l'axe des volumes. Il est supérieur à l'aire du cycle en raison de l'énergie potentielle liée à la surpression  $p_0$ .

Sur les cycles pression-débit, aux grandes ventilations, on note une succession de boucles. Le sens de parcours sur chaque boucle indique le signe de l'énergie réactive. L'élasticité des composants et leur inertie agissent tantôt comme une capacité, tantôt comme une self dans un circuit électrique.

Les résultats de mesures sont consignés à l'annexe 4.

Seul l'appareil, type ALIZE, a accusé une légère dépression dès 75 l/mn, en raison semble-t-il d'un réglage défectueux du régulateur de l'appareil en notre possession.

Sur les quatre appareils testés, un seul demeure au-delà de 50 l/mn, au-dessous de la valeur recommandée pour la puissance moyenne totale du cycle respiratoire. Il s'agit de l'appareil, type SUPERSPIRATOM, qui se détache nettement des autres ensembles (planche 17).

A la ventilation extrême de 100 l/mn, la puissance requise par le SUPERSPIRATOM est moitié moindre. Elle est six fois plus faible que sur un masque filtrant. Ceci explique l'aisance ressentie par les utilisateurs de cet ensemble qui se classe comme le plus performant. Cet appareil est le seul parmi ceux que nous avons examinés, qui ait totalement satisfait aux critères fixés.



## 9 - CONCLUSIONS

Trois types d'appareils de protection respiratoire, de principes de fonctionnement très distincts, ont pu être examinés.

Le travail effectué nous a permis de faire la liaison entre les différentes méthodes de mesure proposées par les chercheurs. On retrouve dans l'étude des appareils de protection respiratoire les analogies existant entre les phénomènes mécaniques et électriques.

Sur le plan pratique, un classement des appareils peut être établi, en rapport avec l'activité physique de l'opérateur en zone polluée et également avec la durée probable de l'intervention.

Les appareils filtrants conviennent pour les travaux modérés (puissance développée inférieure à 90 watts). Le temps d'intervention dépend de la résistance physique et de l'entraînement de l'utilisateur.

Les appareils autonomes à circuit fermé, dont certains exigent une puissance respiratoire trois fois plus faible que celle des appareils filtrants autorisent des activités déjà importantes. Leur autonomie est grande (quelques heures). Ils ne sont généralement pas utilisés pour la protection contre la contamination radioactive où l'on redoute les risques de pénétration du contaminant durant la phase inspiratoire, ainsi que les effets de recyclage dans le masque de la contamination éventuellement introduite.

Les appareils autonomes à circuit ouvert de type ancien sont comparables aux précédents. Dans les modèles récents, la puissance a été réduite de moitié, soit un facteur six, par rapport aux masques filtrants. Ce sont les appareils de choix pour les interventions rapides (de 20 à 30 minutes) exigeant de gros efforts.

Comparables aux précédents, les appareils à adduction d'air qui sont reliés à un réservoir fixe de grande capacité, permettent des travaux de longue durée.

Soulignons encore que les modèles, où la zone intérieure du masque est alimentée en air respirable et reste en surpression durant tout le cycle respiratoire, doivent être systématiquement choisis, si l'on ignore l'efficacité des cartouches filtrantes pour les gaz et vapeurs contaminants et chaque fois que la teneur en oxygène est soupçonnée insuffisante.

Il appartient cependant aux constructeurs de ces derniers appareils de limiter les puissances réactives, puissances qui pourraient s'avérer particulièrement gênantes pendant l'expiration.

Cette limitation de la puissance réactive ne peut cependant se réaliser que si ses causes ont pu être identifiées. Or nous avons vu au cours de cette étude que l'interprétation des diagrammes pression-volume et pression-débit devenait de plus en plus difficile à mesure que la conception de l'appareil de protection respiratoire s'avérait plus complexe.

Il apparaît nécessaire, particulièrement dans le cas des appareils isolants, de procéder au préalable à un examen des composants de l'appareil et de leur incidence sur les diagrammes.

Une représentation analogique par un schéma électrique de ces divers composants, suivant la méthode de SILVER et alii [11], permettrait dans ce cas d'apprécier leur influence sur la consommation des puissances actives et réactives et de procéder aux meilleurs choix.

BIBLIOGRAPHIE

- /1/ - WERDERER (B.) - La contamination radioactive des ateliers  
et laboratoires -  
Tome III - Les techniques de protection individuelle  
Note CEA-N-1360 - (Oct. 1970)
- /2/ - GEUBELLE (F.) - La mécanique ondulatoire -  
Etat actuel des méthodes utilisées pour l'étude  
fonctionnelle respiratoire -  
(1971) - MASSON et Cie Editeurs
- /3/ - PERISSIN-PIRASSET (F.) - Caractéristiques de l'appareil  
respiratoire utilisable en radioprotection  
Rapport CEA-R-3234 (Juin 1962)
- /4/ - COOPER (E.A.) - A comparison of the respiratory work done  
against an external resistance by man and by a sine-  
wave pump.  
Quart. J. Exp. Physiol. 45 (1960) - p. 179
- /5/ - COOPER (E.A.) - Suggested methods of testing and standards  
of resistance for respiratory protective devices  
Journal of Applied Physiology V 15 (1960) - p. 1053-1061
- /6/ - ROWLANDS (R.P.) - Physiologically safe working conditions for  
men wearing pressurised suits  
Rapport UKEA - AHSB (RP) R 70 (1966)

- /7/ - CHRETIEN (L.), LE BOURDONNEC (Y.), WERDERER (B.) -  
Conditions climatiques de travail en vêtement ventilé  
Note CEA-N-I407 (Février 1971)
- /8/ - ADLEY (P.E.) et alii - Respiratory protective devices manual  
Am. Ind. Hyg. Assoc.  
(American conference of governmental industrial hygienists)  
p. 9 - 18 - Braun and Brumfield - Ann Harbor - Michigan  
(1963)
- /9/ - Anonyme - Cahier des charges pour appareil respiratoire isolant  
autonome à circuit ouvert  
Modificatif n° 2 - Sous-Commission des Risques de  
Contamination Chimique ou Radioactive - C.E.A. -  
(Octobre 1971)
- /10/ - HEUSINGER (R.P.) - Atemwiderstand und leistungsanfnahme  
von atemschutzgeräten  
"Glüchauf-Forschungshefte 32 (1971) H.3
- /11/ - SILVER (L.) and alii - Analytical modeling of respiratory  
protective devices  
American Industrial Hygiene Association Journal - Vol. 32  
(Déc. 1971) - p. 775 - 784
- /12/ - CHRETIEN (L.), LE BOURDONNEC (Y.), TONNELIER (C.), WERDERER (B.) -  
Dispositif de contrôle des appareils de protection  
respiratoire  
Demande de brevet n° EN 7117638 - CEA (14.6.71)

*Manuscrit reçu le 31 octobre 1973*

VALEUR DE LA PUISSANCE RESPIRATOIRE AVEC DES APPAREILS FILTRANTS

(Méthode de mesure dynamique)

Ventilation (l/mn)		20		50		75		100	
Marque	Phase	insp. (W)	exp. (W)	insp. (W)	exp. (W)	insp. (W)	exp. (W)	insp. (W)	exp. (W)
	ANP- 51.M53	W <sub>R</sub>	0,11	0,06	0,83	0,42	2,10	1,10	3,85
W <sub>X</sub>		0,01	-	0,08	0,03	0,16	0,06	0,35	0,15
W <sub>m</sub>		0,11	0,06	0,85	0,45	2,15	1,15	3,95	2,05
W <sub>T</sub>		0,085		0,65		1,65		3	
FERNEZ PANORA- MASQUE	W <sub>R</sub>	0,11	0,05	0,83	0,30	2,11	0,80	3,90	1,50
	W <sub>X</sub>	0,01	-	0,12	0,02	0,25	0,06	0,60	0,10
	W <sub>m</sub>	0,12	0,05	0,87	0,33	2,15	0,80	4,15	1,50
	W <sub>T</sub>	0,085		0,60		1,50		2,80	
DRAGER PANORAMA NOVA	W <sub>R</sub>	0,12	0,04	0,87	0,20	2,10	0,35	4,05	0,60
	W <sub>X</sub>	-	-	-	-	0,20	0,01	0,60	0,10
	W <sub>m</sub>	0,12	0,04	0,87	0,20	2,15	0,35	4,25	0,65
	W <sub>T</sub>	0,08		0,55		1,25		2,45	
MSA-B35	W <sub>F</sub>	0,11	0,03	0,66	0,25	1,85	0,80	3,80	1,80
	W <sub>X</sub>	-	-	0,10	0,04	0,15	0,05	0,40	0,15
	W <sub>m</sub>	0,11	0,03	0,70	0,30	1,90	0,80	3,90	1,80
	W <sub>T</sub>	0,07		0,5		1,35		2,8	

ANNEXE 1

COMPARAISON DES RESULTATS OBTENUS SUIVANT DIFFERENTES METHODES SUR DES APPAREILS FILTRANTS

Ventilation (l/mn)		20		50		75		100	
Marque	Phase	insp. (W)	exp. (W)	insp. (W)	exp. (W)	insp. (W)	exp. (W)	insp. (W)	exp. (W)
	ANP- 51.M53	A	0,11	0,06	0,85	0,45	2,15	1,15	3,95
B		0,10	0,05	0,80	0,35	2,30	1,10	4,55	2,30
C		0,10	0,05	0,77	0,33	2,05	1,05	4,30	2,20
FERNEZ PANORA- MASQUE	A	0,12	0,05	0,87	0,33	2,15	0,80	4,15	1,50
	B	0,10	0,04	0,80	0,30	2,25	0,80	4,40	1,55
" DRAGER PANORAMA NOVA	A	0,12	0,04	0,87	0,20	2,15	0,35	4,25	0,65
	B	0,11	0,04	0,85	0,17	2,20	0,35	4,20	0,58
MSA-- B35	A	0,11	0,03	0,70	0,30	1,90	0,80	3,90	1,80
	B	0,08	0,03	0,70	0,30	1,95	0,95	4	1,95

A : Méthode dynamique

B : Méthode statique - Evaluation par le tracé point par point des cycles

C : " " - Evaluation directe par calcul

VALEUR DE LA PUISSANCE RESPIRATOIRE SUR DES APPAREILS ISOLANTS AUTONOMES A CIRCUIT FERME

Ventilation (l/mn)		20		50		75		100	
		insp. (w)	exp. (w)	insp. (w)	exp. (w)	insp. (w)	exp. (w)	insp. (w)	exp. (w)
Phase									
Marque									
FENZY 55	$W_R$	0,01	0,03	0,15	0,22	0,40	0,47	0,85	1
	$W_X$	-	0,015	-	0,10	-	0,17	-	0,12
	$W_m$	0,01	0,05	0,15	0,30	0,40	0,60	0,85	1,10
	$W_T$	0,03		0,25		0,5		1	
MSA type CHEMOX	$W_R$	0,035	0,06	0,30	0,55	1	1,55	1,90	2,80
	$W_X$	0,040	0,035	0,35	0,16	0,45	0,55	0,80	0,95
	$W_m$	0,06	0,08	0,50	0,60	1,20	1,75	2,15	3,05
	$W_T$	0,07		0,55		1,5		2,6	

ANNEXE 3

VALEUR DE LA PUISSANCE RESPIRATOIRE AVEC LES APPAREILS ISOLANTS A CIRCUIT OUVERT

TABLEAU I - APPAREILS AUTONOMES A DEBIT ASSERVI

Ventilation (l/mn)		20		50		75		100	
Phase Marque		insp.	exp.	insp.	exp.	insp.	exp.	insp.	exp.
		(W)	(W)	(W)	(W)	(W)	(W)	(W)	(W)
SPIROTECH- NIQUE Type SPIRATOM	W <sub>R</sub>	0	0,20	0	0,60	0	1,10	0	2
	W <sub>X</sub>	-	-	-	0,05	-	0,01	-	0,002
	W <sub>m</sub>	0	0,30	0	0,90	0	1,45	0	2,45
SPIROTECH- NIQUE Type SUPER- SPIRATOM	W <sub>R</sub>	0	0,07	0	0,21	0	0,41	0	0,68
	W <sub>X</sub>	-	0,008	-	0,007	-	0,012	-	0,015
	W <sub>m</sub>	0	0,15	0	0,38	0	0,67	0	1,02
COMMEINHES SM2500	W <sub>R</sub>	0	0,09	0	0,55	0	1,30	0	2,50
	W <sub>X</sub>	-	-	-	-	-	0,04	-	0,12
	W <sub>m</sub>	0	0,15	0	0,66	0	1,45	0	2,70

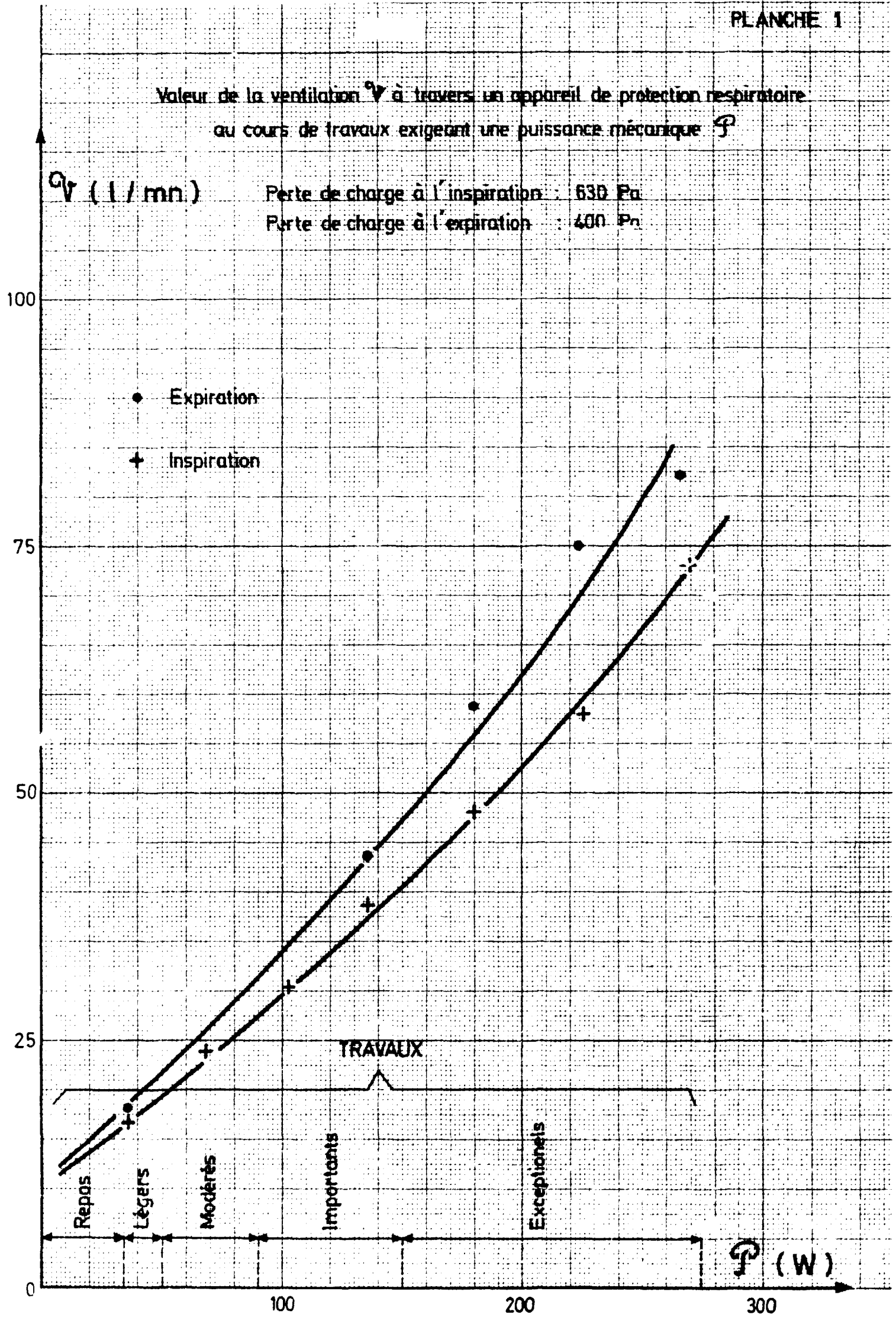
ANNEXE 4a



TABLEAU II - APPAREIL A DEBIT ASSERVI SUR RESERVOIR FIXE D'AIR COMPRI ME

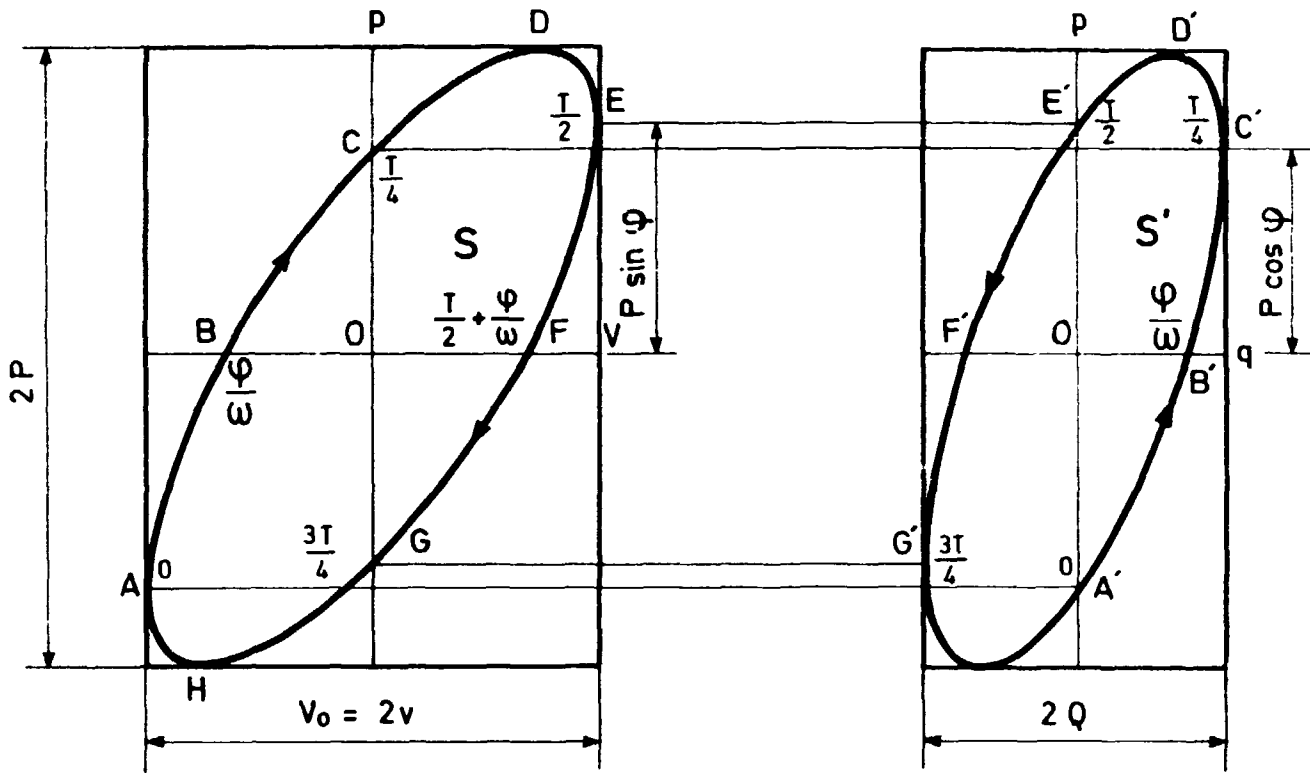
Ventilation (l/mm)		20		50		75		100	
Marque	Phase	insp.	exp.	insp.	exp.	insp.	exp.	insp.	exp.
		(W)	(W)	(W)	(W)	(W)	(W)	(W)	(W)
SPIROTECH- NIQUE Type ALIZE	$W_R$	0	0,15	0	0,50	0,04*	1	0,07*	1,75
	$W_X$	-	0,01	-	0,10	-	0,05	-	0,10
	$W_m$	0	0,21	0	0,70	0,04	1,30	0,07	2,25
* L'appareil entre en dépression									

ANNEXE 4b



Cycles théoriques observés sur un modèle idéal d'après HEUSINGER

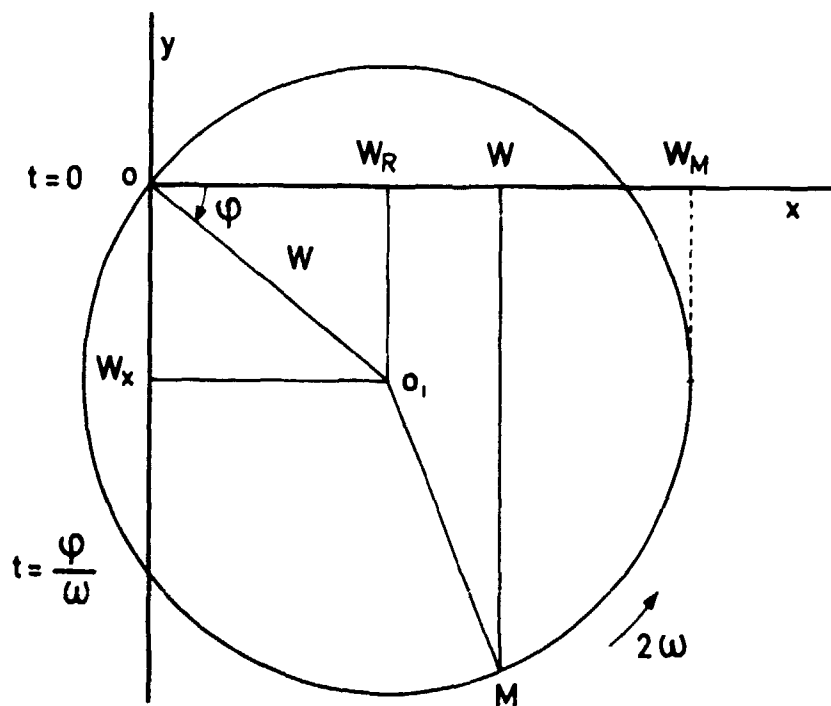
( Conduit résistant - Sac à parois pesantes et extensibles )



$$W_R = f \cdot S \quad (25)$$

$$W_x = \frac{1}{2\pi} S' \quad (26)$$

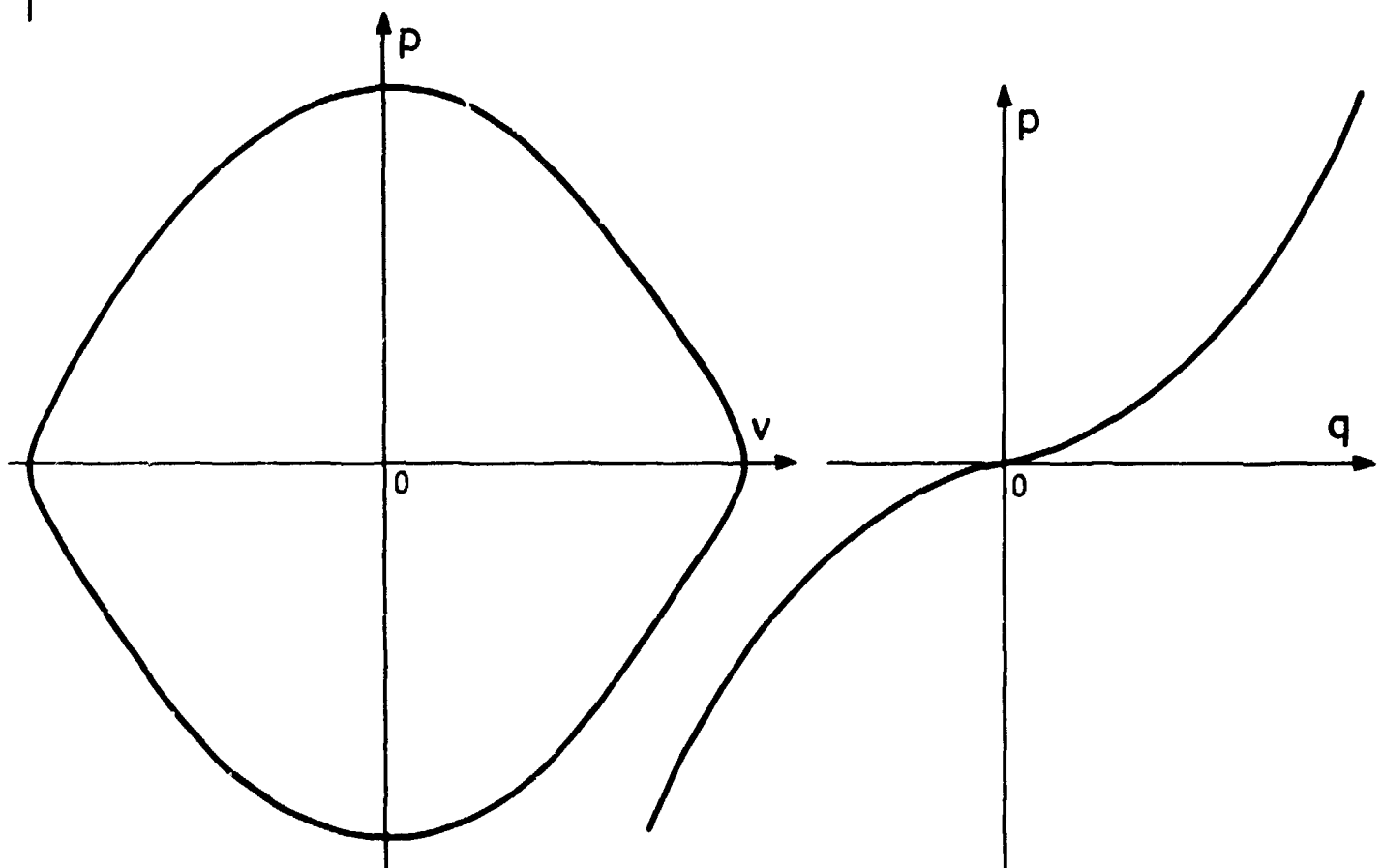
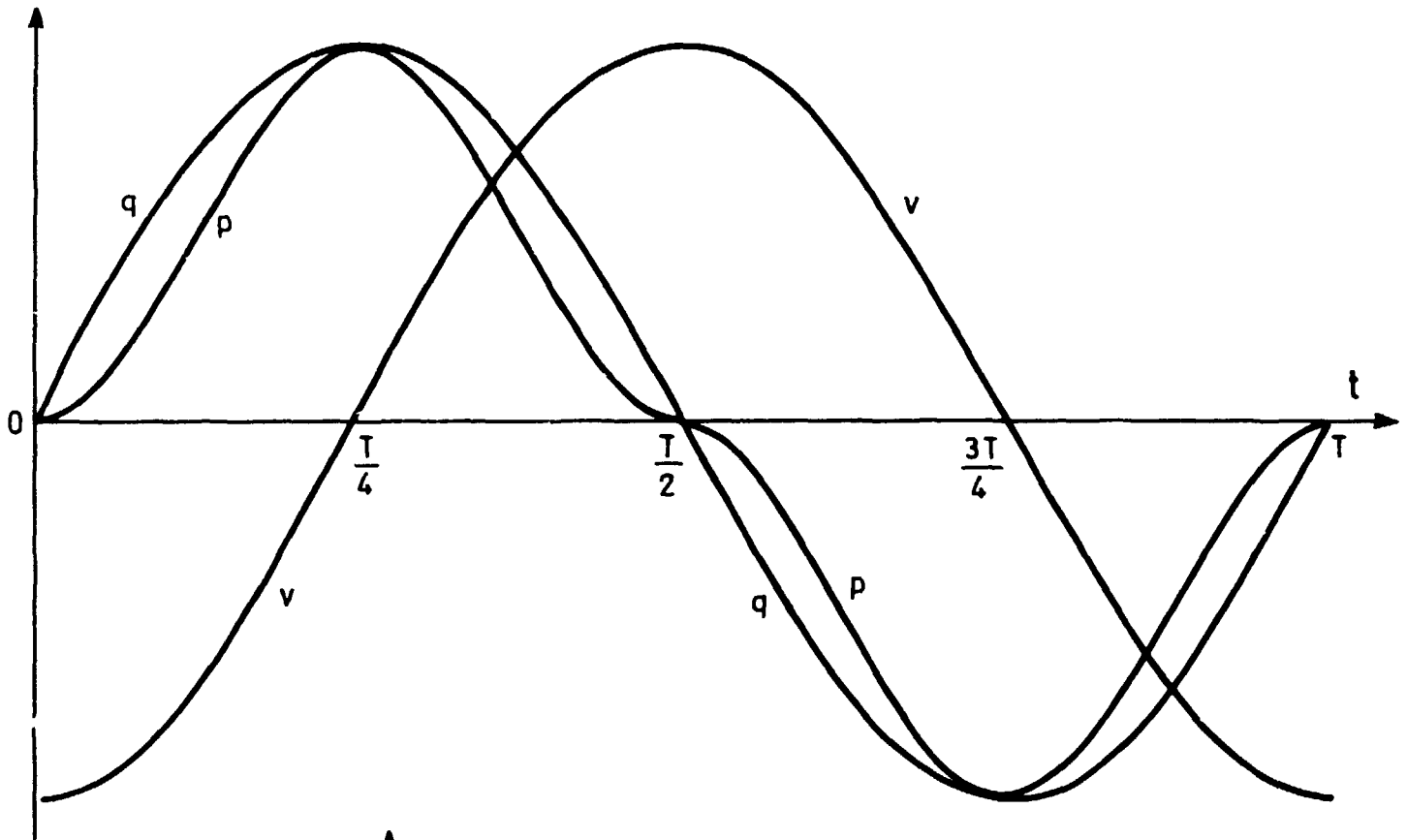
Diagramme cinématique de la puissance instantanée en régime sinusoïdal



$$W = \frac{1}{2} P Q \cos \varphi - \frac{1}{2} P Q \cos (2 \omega t - \varphi) \quad (18)$$

Exemple d'onde de pression non sinusoïdale et des cycles correspondants

$$p = 0,85 P \sin \omega t + 0,17 P \sin (3 \omega t + \pi) + 0,024 P \sin (5 \omega t + \pi) + \dots$$





DISPOSITIF DE CONTROLE DES APPAREILS DE PROTECTION RESPIRATOIRE

(Vue d'ensemble de la commande du soufflet)

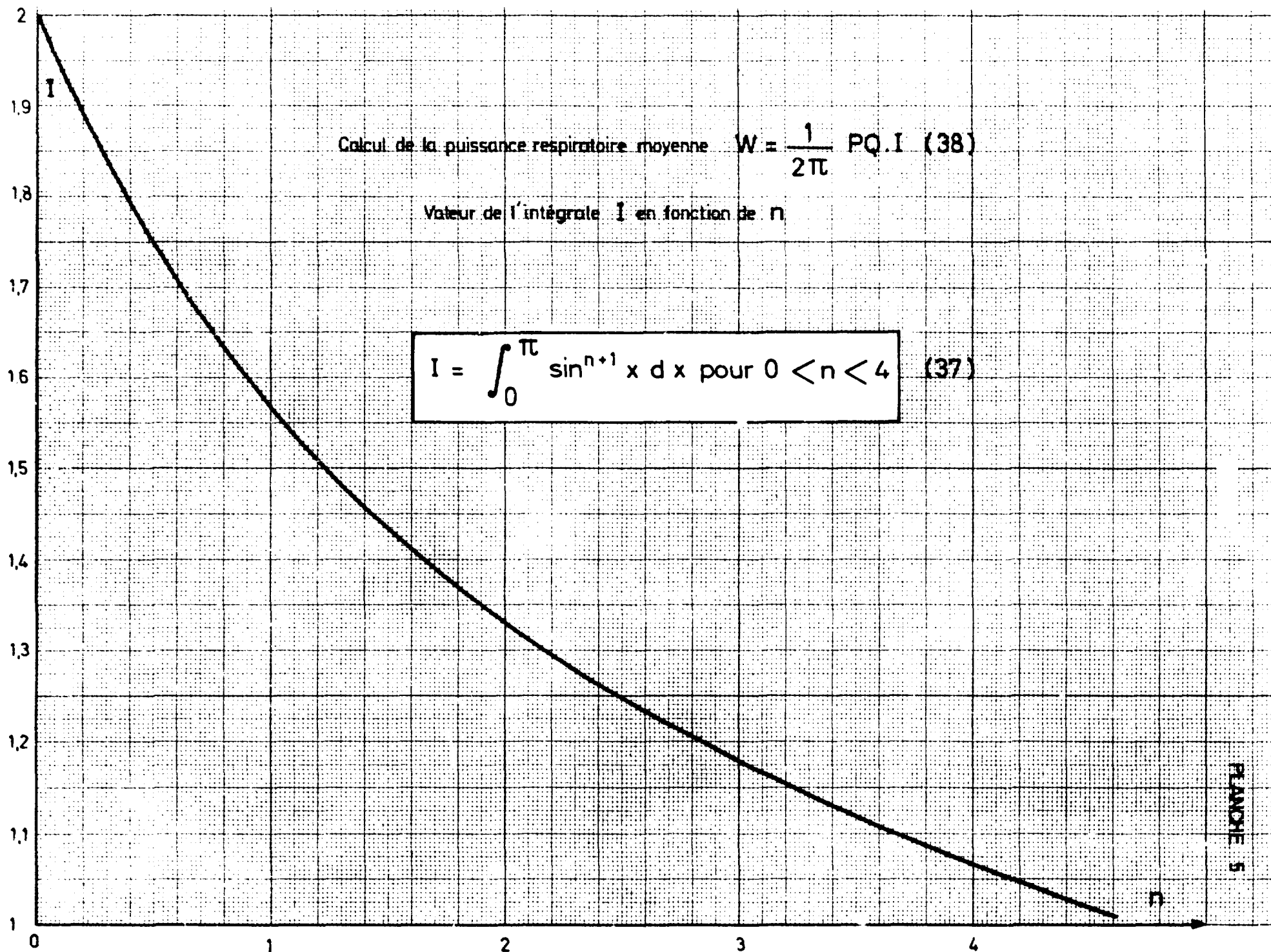


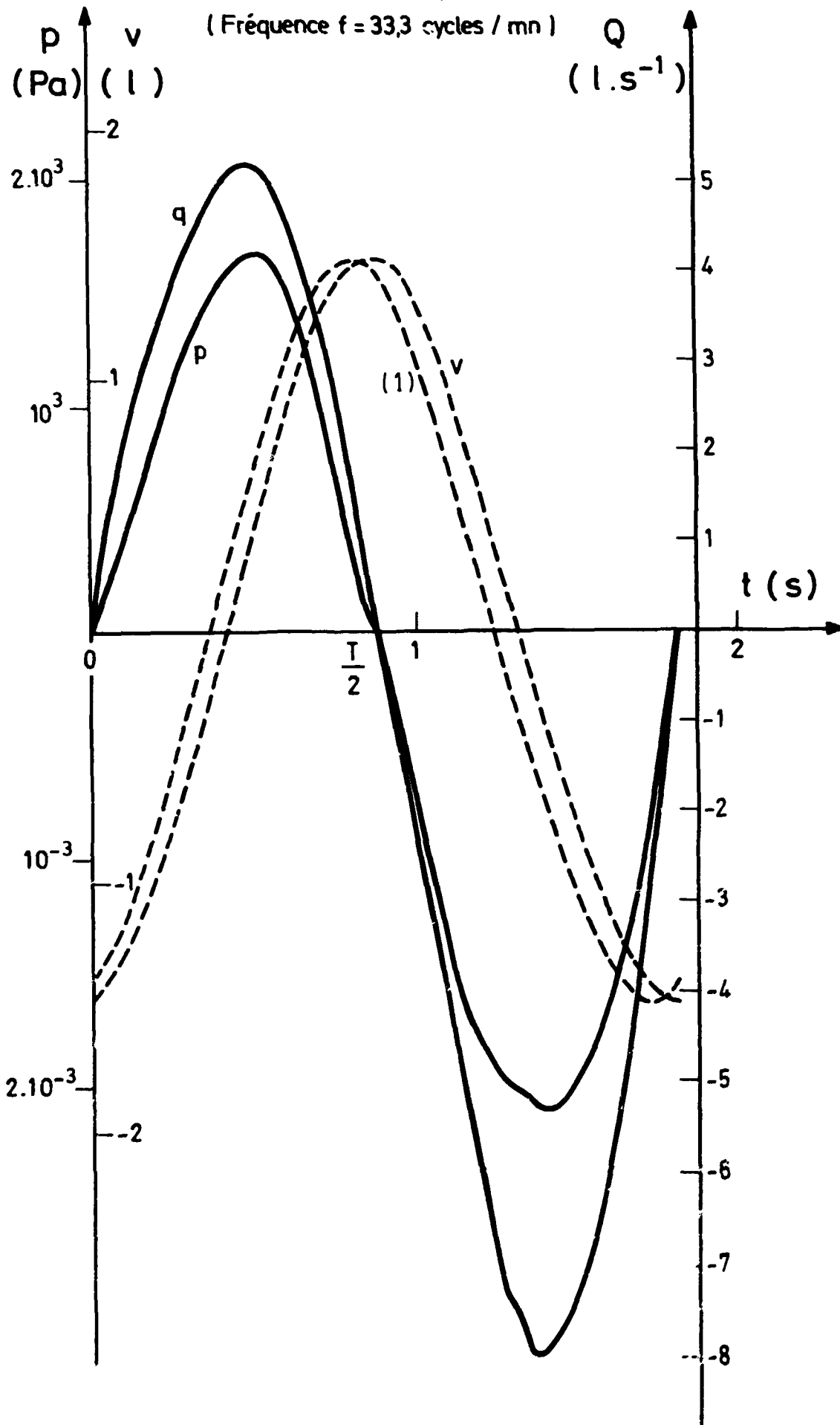
PLANCHE 5

Enregistrement des valeurs instantanées de pression et de débit  
sur un appareil filtrant ANP-51.M 53

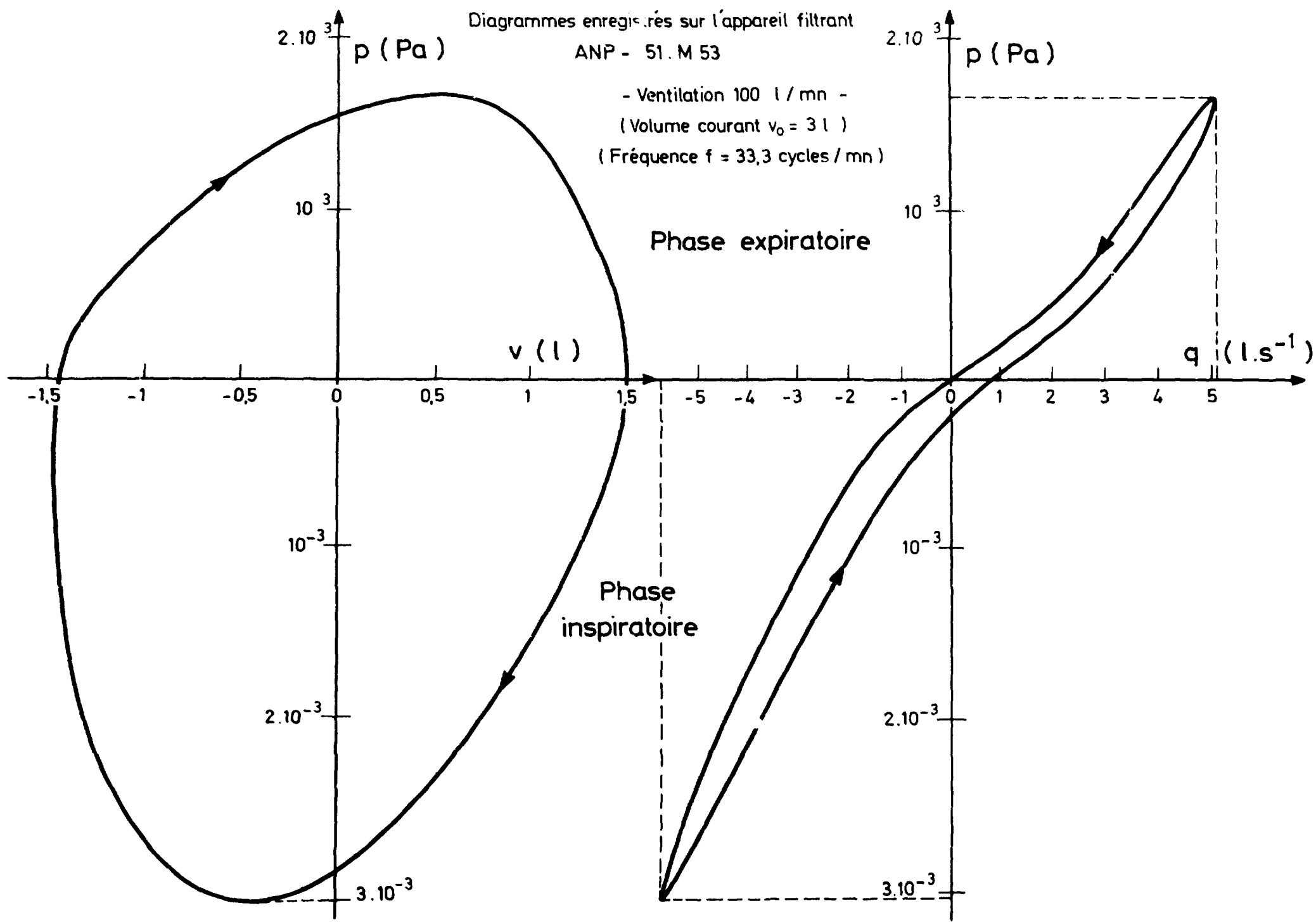
- Ventilation 100 l / mn -

( Volume courant  $v_0 = 3 \text{ l}$  )

( Fréquence  $f = 33,3 \text{ cycles / mn}$  )



(1) Elongation du flasque de la pompe déphasée sur le signal  $v$





Puissance respiratoire en fonction de la ventilation

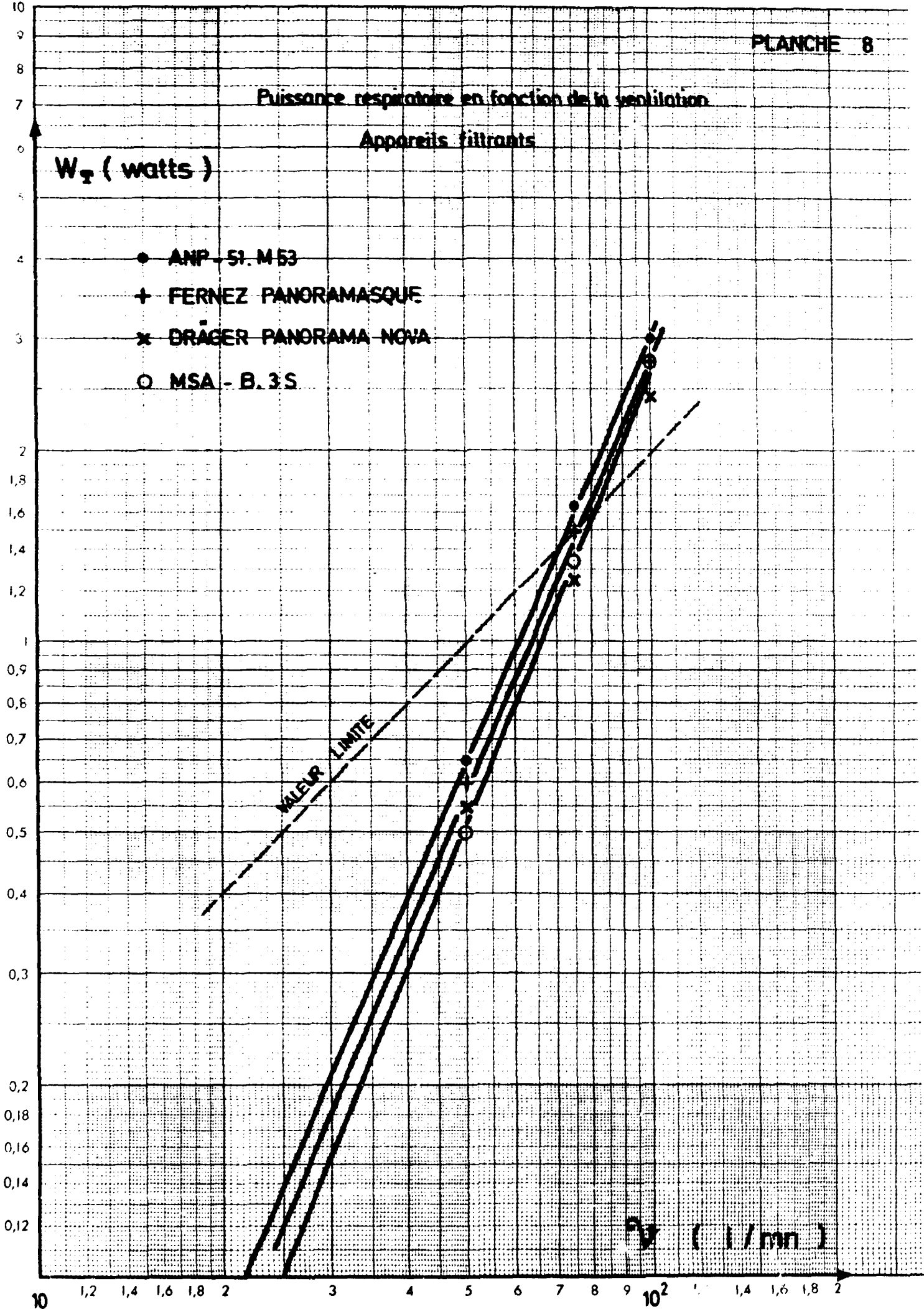
Appareils filtrants

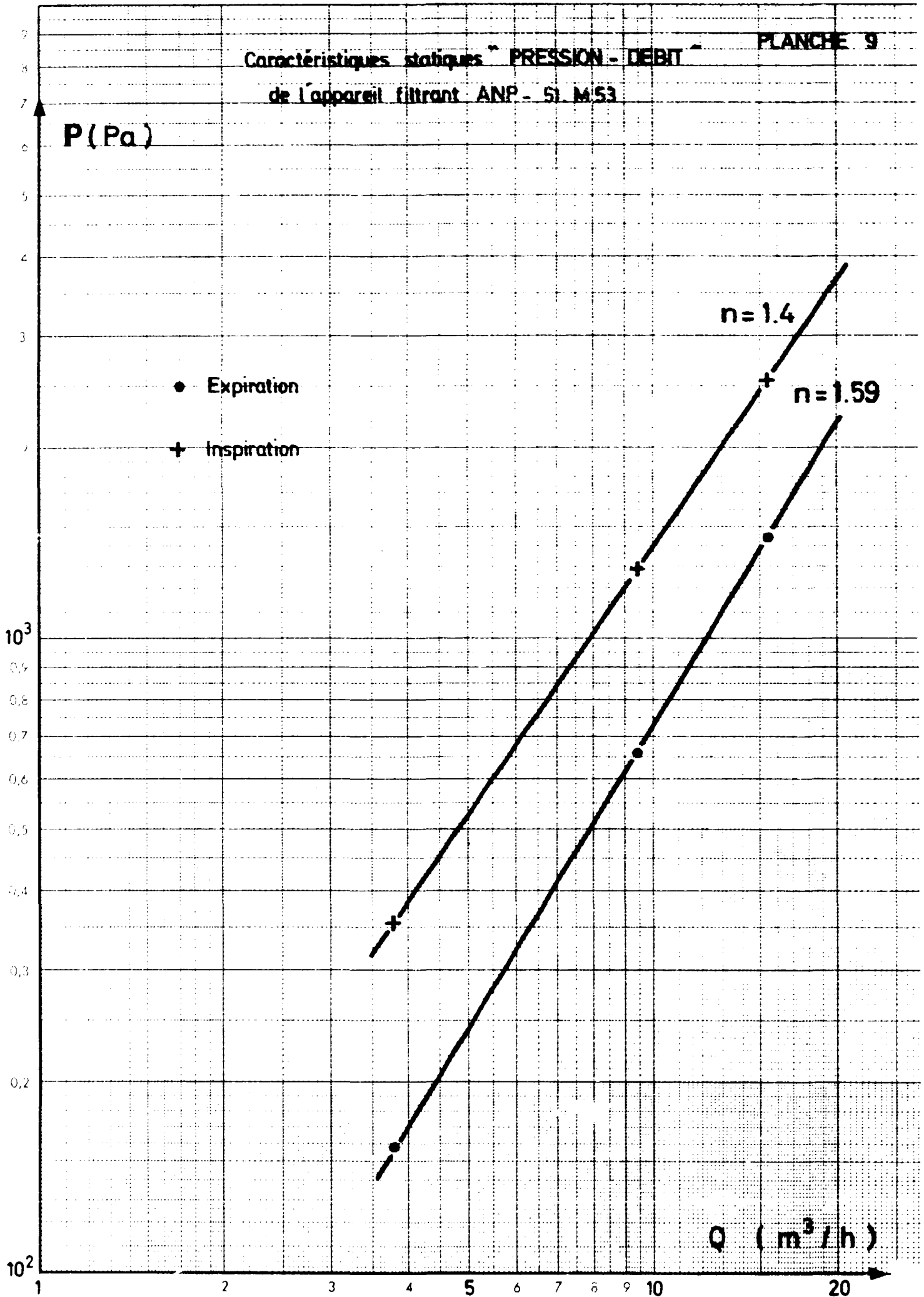
$W_T$  ( watts )

- ANP - 51. M 53
- + FERNEZ PANORAMASQUE
- \* DRAGER PANORAMA NOVA
- MSA - B. 3 S

VALEUR LIMITE

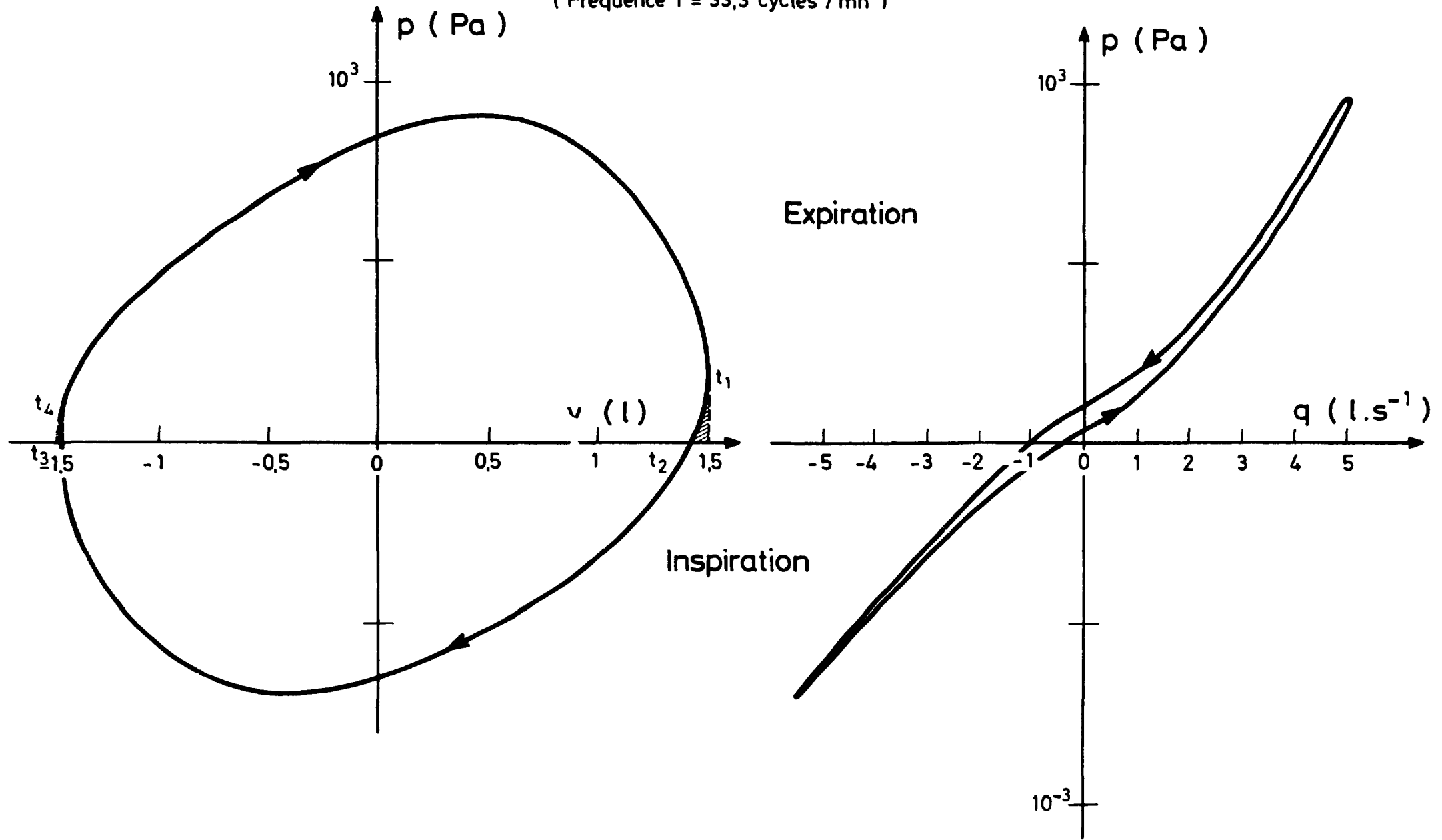
$V_T$  ( l/min )





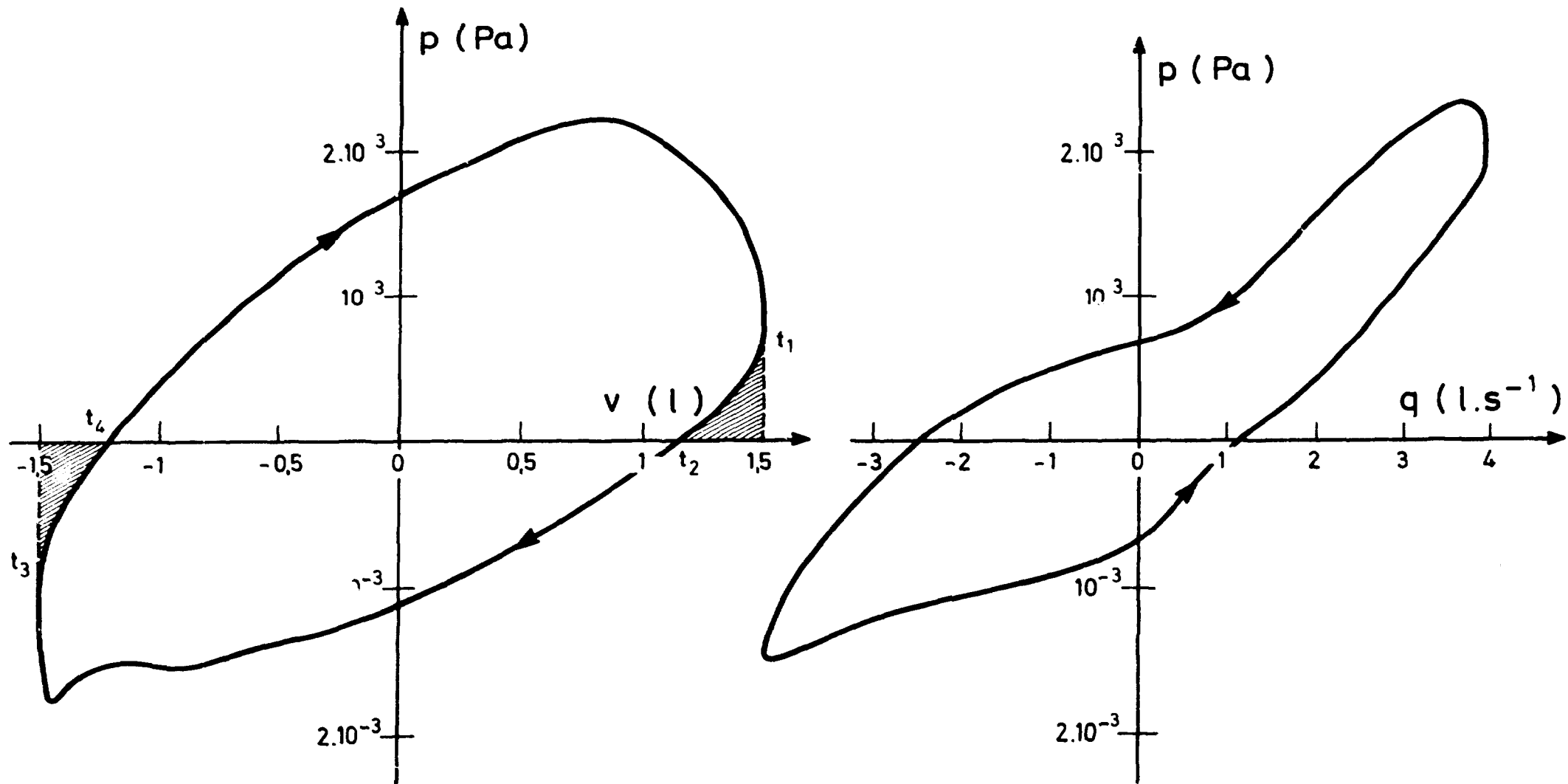
Diagrammes enregistrés sur l'appareil autonome à circuit fermé FENZY 55

- Ventilation 100 l/mn -  
( Volume courant  $v_0 = 3$  l )  
( Fréquence  $f = 33,3$  cycles / mn )



Diagrammes enregistrés sur l'appareil autonome à circuit fermé MSA - type "CHEMOX"

- Ventilation 75 l / mn -  
( Volume courant  $v_0 = 3$  l )  
( Fréquence  $f = 25$  cycles / mn )



Puissance respiratoire en fonction de la ventilation

Appareils autonomes isolants à circuit fermé

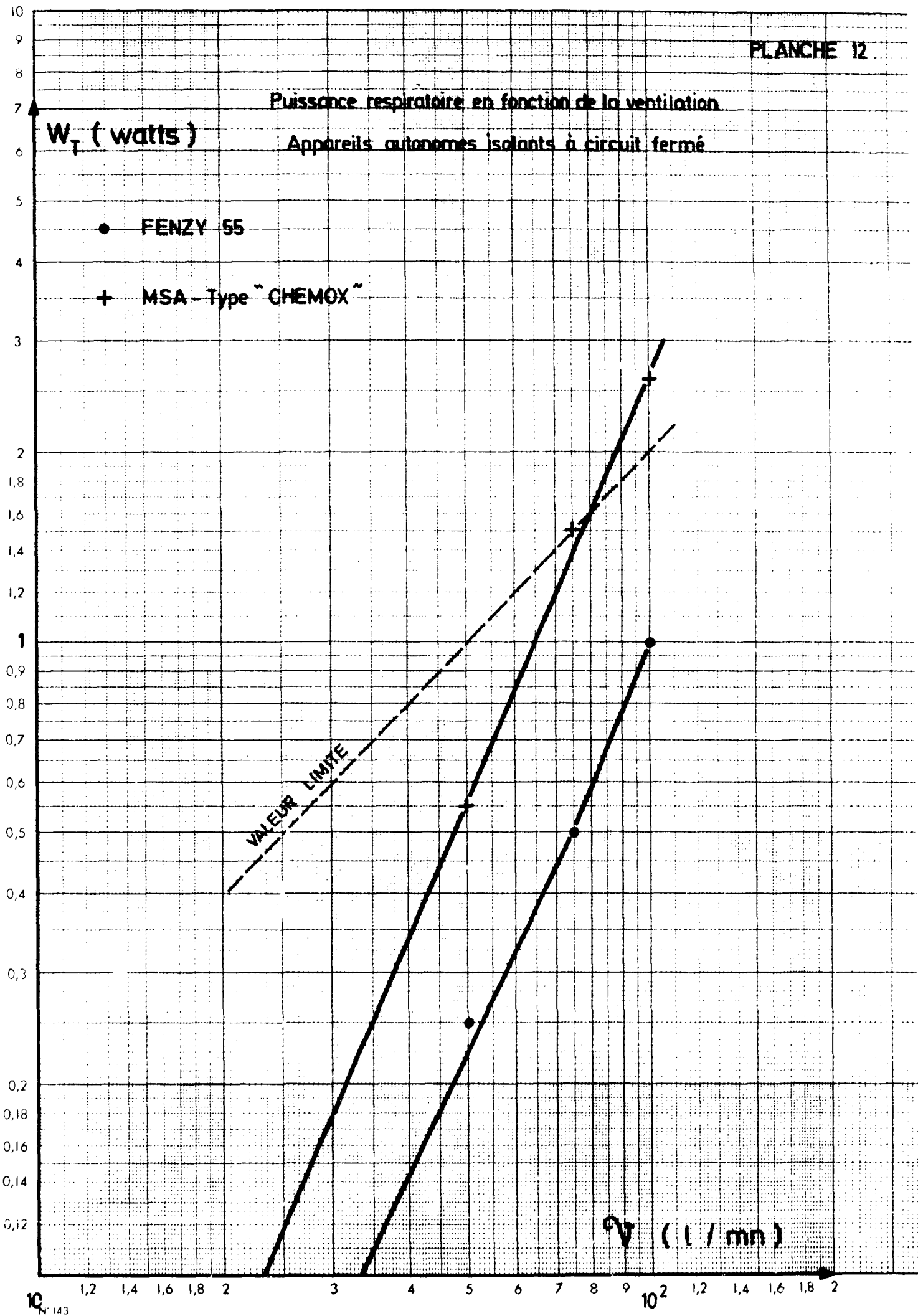
$W_T$  (watts)

● FENZY 55

+ MSA - Type "CHEMOX"

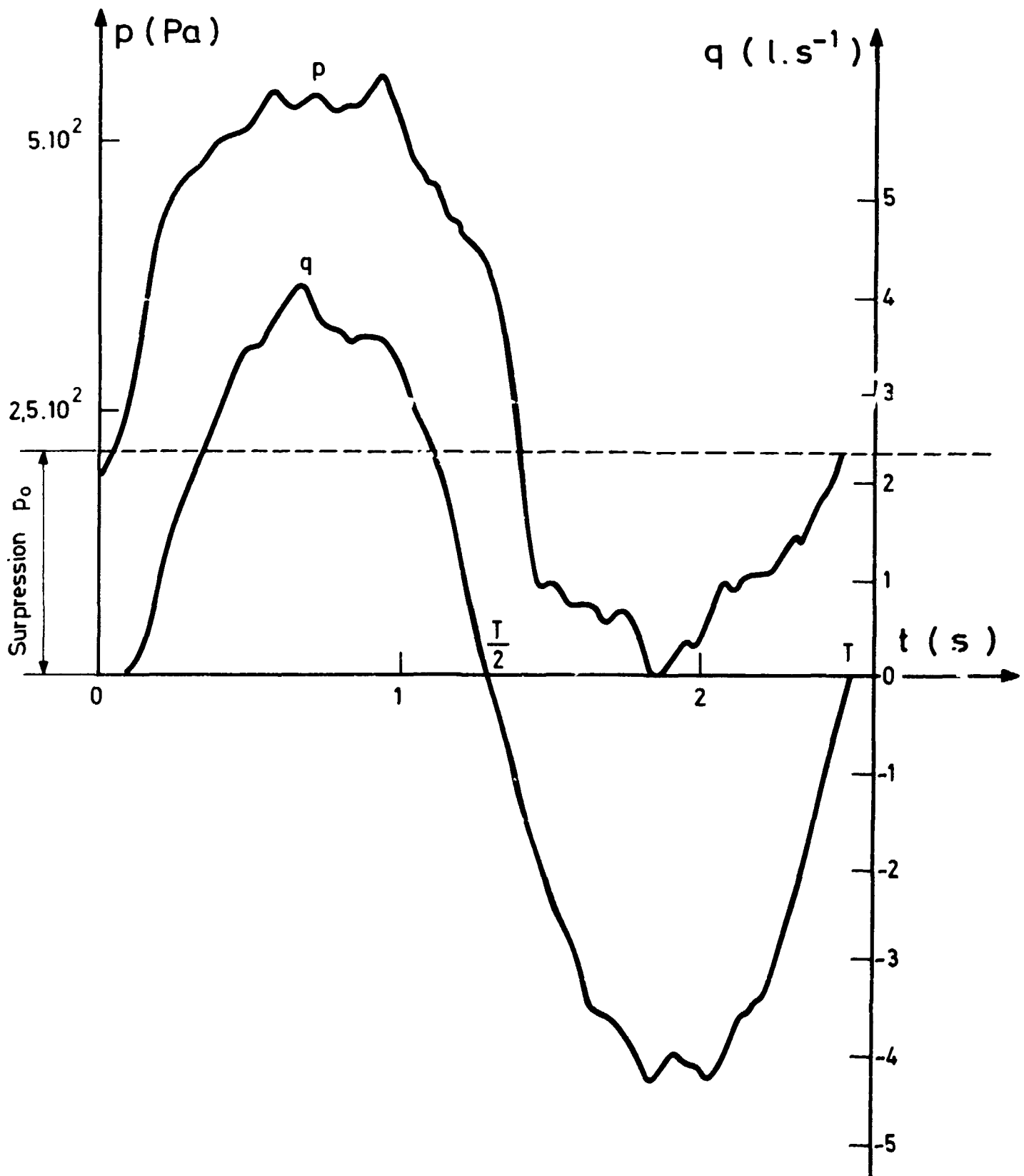
VALEUR LIMITE

$\dot{V}$  (l / mn)



Enregistrement des valeurs instantanées de pression et de débit  
sur un appareil autonome Spirotechnique type " SUPERSPIRATOM "

- Ventilation 75 l / mn -  
( Volume courant  $v_0 = 3 \text{ l}$  )  
( Fréquence  $f = 25 \text{ cycles / mn}$  )



Diagrammes enregistrés sur l'appareil autonome Spirotechnique type "SUPERSPIRATOM"

- Ventilation 75 l / mn -  
 ( Volume courant  $v_0 = 3$  l )  
 ( Fréquence  $f = 25$  cycles / mn )

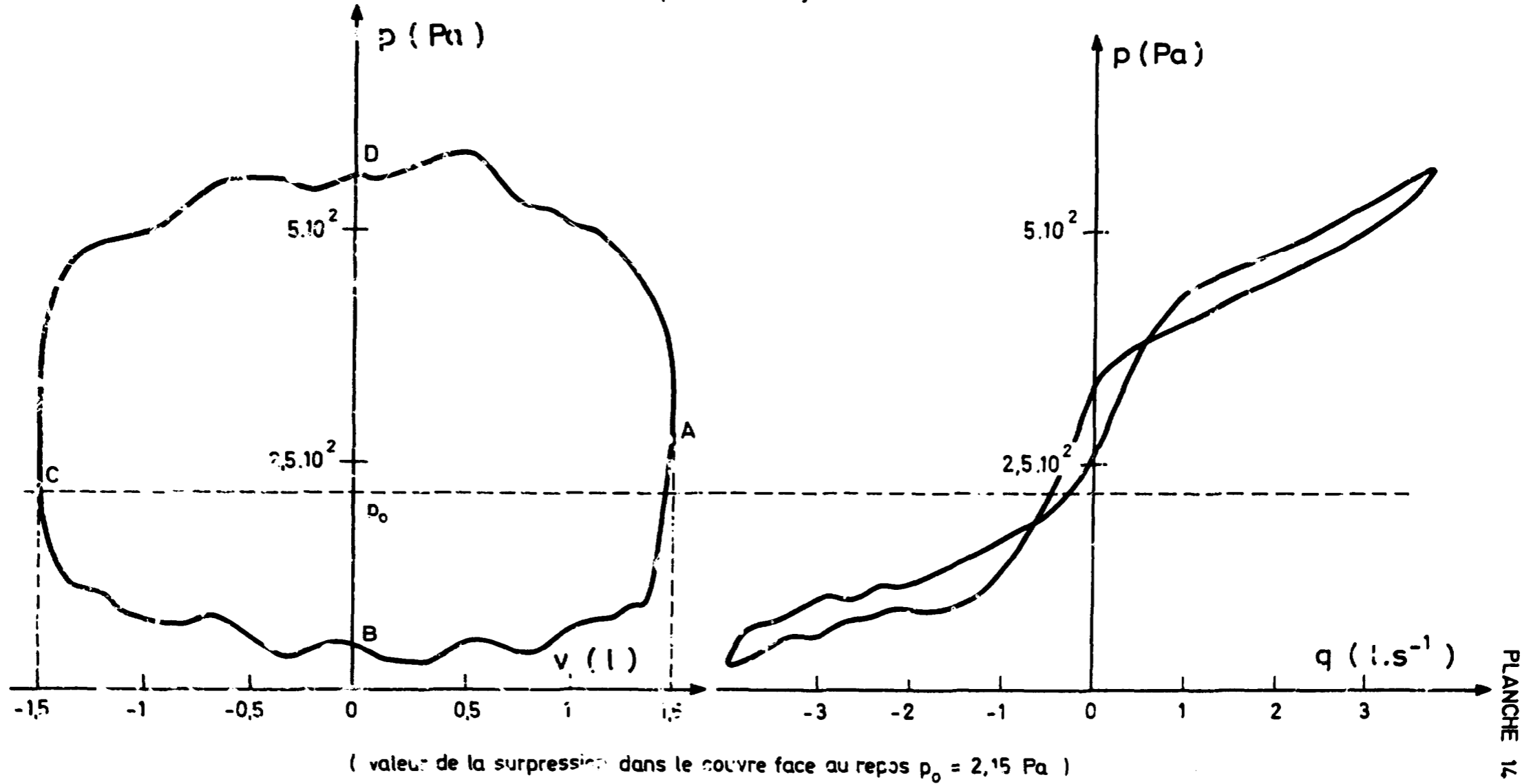
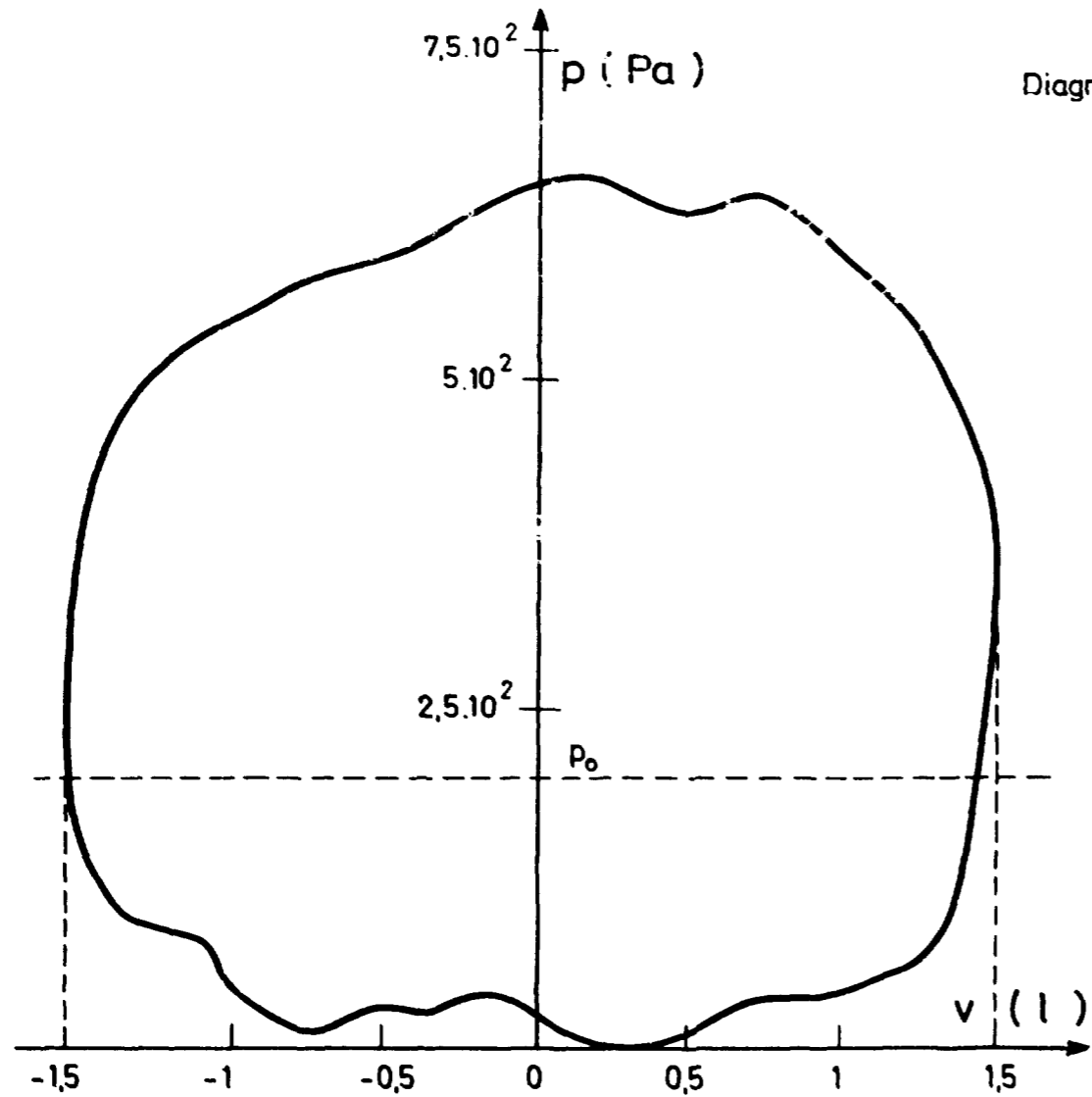


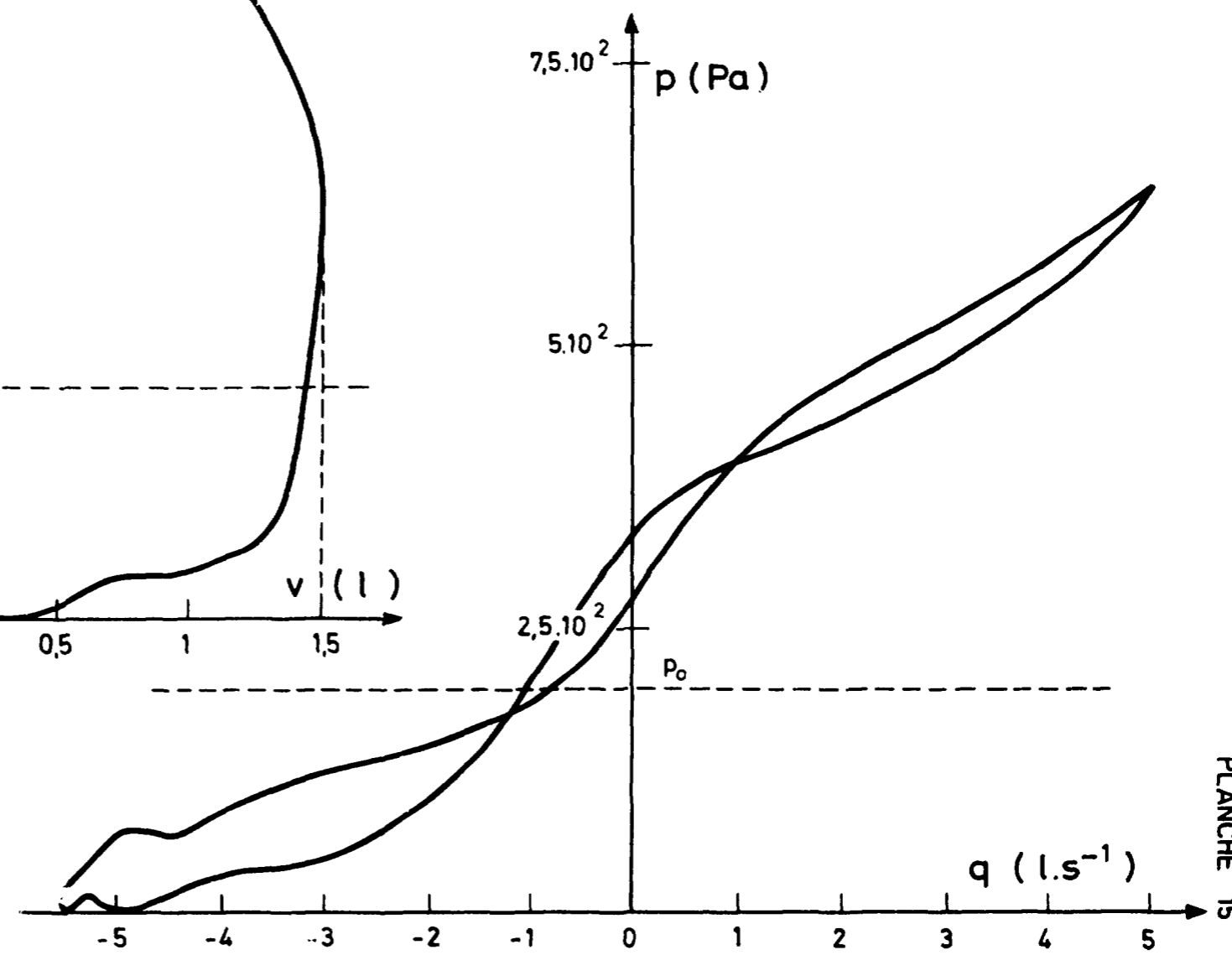
PLANCHE 14



( Valeur de la surpression dans le couvre face  
au repos  $p_0 = 2,15 \text{ Pa}$  )

Diagrammes enregistrés sur l'appareil autonome Spirotechnique  
type " SUPERSPIRATOM

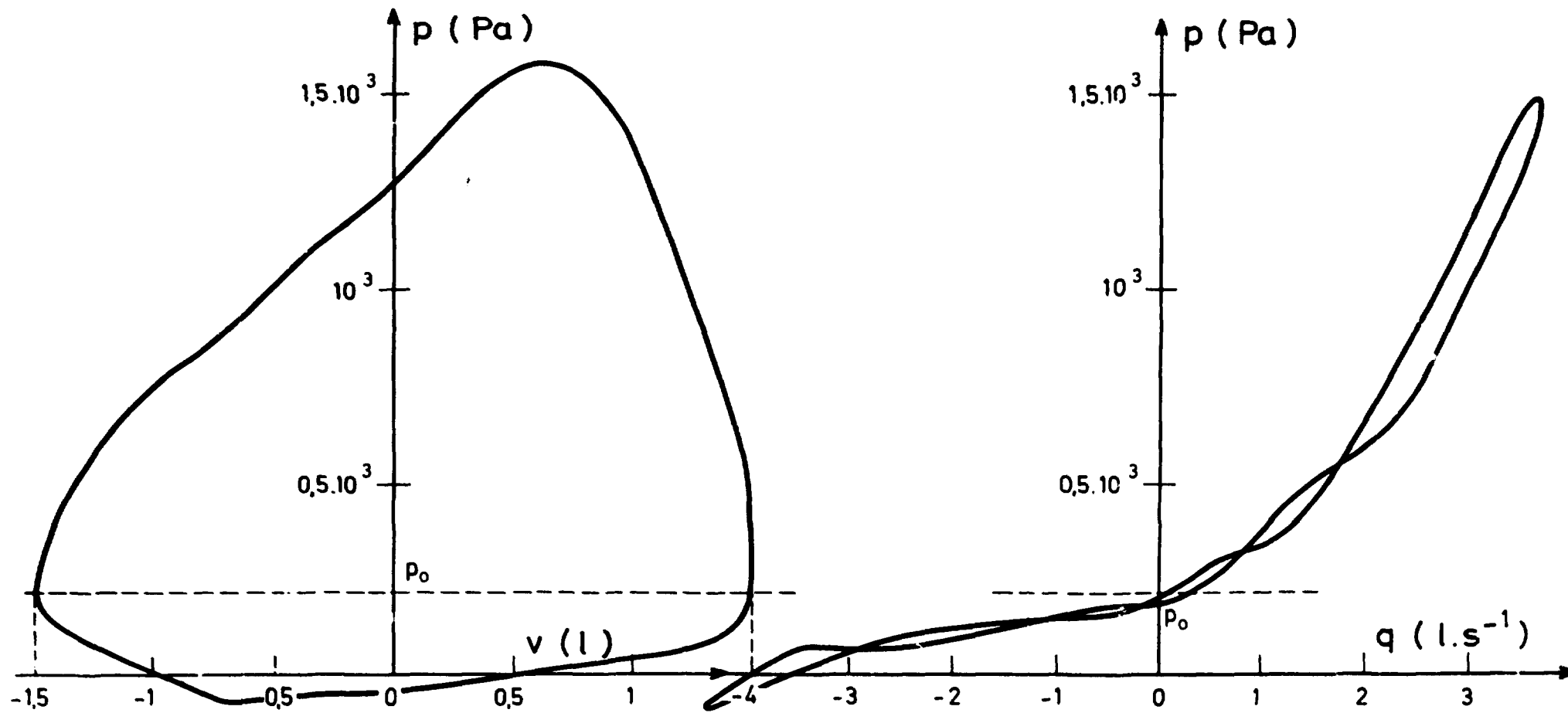
- Ventilation  $100 \text{ l / mn}$  -  
( Volume courant  $v_0 = 3 \text{ l}$  )  
( Fréquence  $f = 25 \text{ cycles / mn}$  )



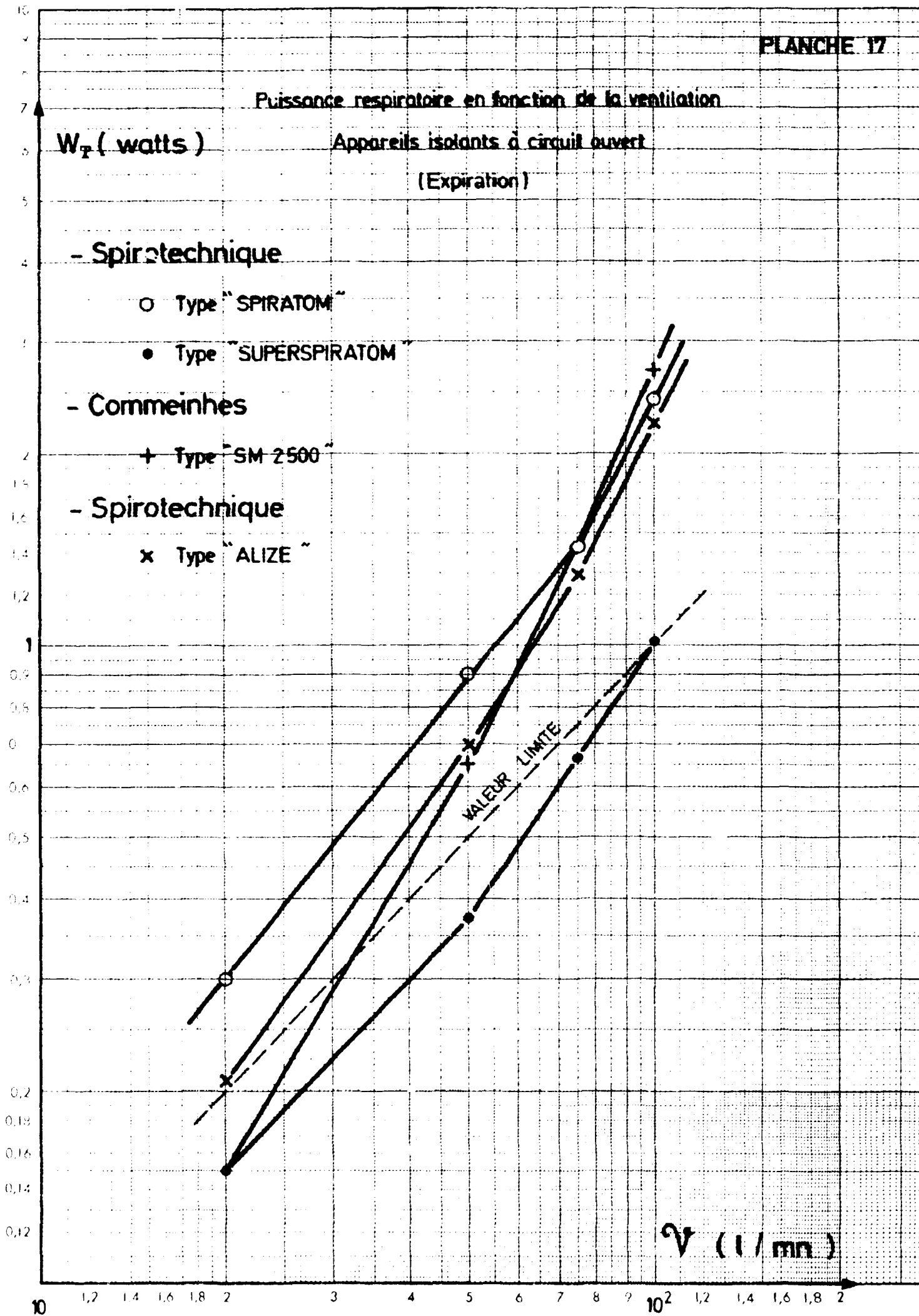


Diagrammes enregistrés sur l'appareil à adduction d'air Spirotechnique type "ALIZE "

- Ventilation 75 l / mn -  
( Volume courant  $v_0 = 3$  l )  
( Fréquence  $f = 25$  cycles / mn )



( Valeur de la supression dans le couvre face au repos  $p_0 = 220$  Pa )



*Edité par  
le Service de Documentation  
Centre d'Etudes Nucléaires de Saclay  
Boîte Postale n° 2  
91190 - Gif-sur-YVETTE (France)*