



HAL
open science

Mécanique ventilatoire en plongée profonde

Sa Comex

► **To cite this version:**

| Sa Comex. Mécanique ventilatoire en plongée profonde. COMEX. 1971. hal-04358147

HAL Id: hal-04358147

<https://hal.univ-brest.fr/hal-04358147v1>

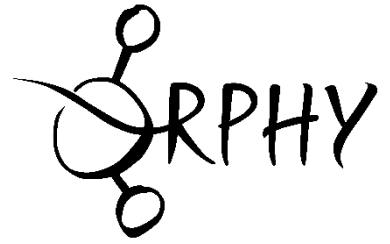
Submitted on 21 Dec 2023

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License



The present document is the property of COMEX SAS. It has been entrusted to the ORPHY laboratory, which scanned and uploaded it.

COMEX (Compagnie Maritime d'Expertises), established in 1962, has positioned itself in the offshore activities sector, where it held a leading international position, becoming the world's foremost company in engineering, technology, and human or robotic underwater interventions. Comex designed a Hyperbaric Testing Center in 1969 and developed its own research programs on various breathing mixtures used in deep-sea diving (helium and later hydrogen). These research efforts led to spectacular advancements in this field, including several world records, both in real conditions and simulations. Comex still holds the world record at -701 meters, achieved in its chambers during Operation HYDRA 10.

The ORPHY laboratory focuses on major physiological functions, their regulation, interactions, and their contribution to the development and prevention of certain pathologies. The primary mechanisms studied involve metabolic aspects (oxygen transport and utilization, energetics, etc.) and electrophysiological aspects (contractility and excitability), mainly related to respiratory, vascular, and/or muscular functions. These mechanisms are studied under various physiological and physiopathological conditions, ranging from the cellular and subcellular levels to the entire organism. In Europe, the ORPHY laboratory is one of the leaders in hyperbaric physiology and diving research.

Being a major player in innovation and expertise in the field of pressure, COMEX maintains a scientific archive from its experimental diving campaigns. The value of this archive is both scientific and historical, as it documents a remarkable chapter in the history of marine exploration and contains results obtained during dives that are very unlikely to be replicated in the future.

C N E 7 0

CENTRE D'ESSAIS EN VOL
LABORATOIRE DE MEDECINE AEROSPATIALE

II COMPTE - RENDU D'ETUDE N° 9 5 8

Mécanique Ventilatoire
en plongée profonde.

Résultats de l'expérience Physalie V

Date : mars 1971

CENTRE D'ESSAIS EN VOL

LABORATOIRE DE MEDECINE AEROSPATIALE

O B J E T : Mécanique ventilatoire en plongée profonde. Compte-rendu de l'étude réalisée à l'occasion de l'expérience Physalie V.

Code d'Essais C.E.V. : 71 501

par : Médecin de 1ère classe P. VARENE
Chef de la Section Hautes Altitudes
Médecin de 2ème classe H. VIEILLEFOND
Adjoint à la Section Haute Altitude
Médecin Aspirant G. SAUMON

- COMPTE - RENDU SOMMAIRE -

O B J E T

Exploration fonctionnelle respiratoire concernant la mécanique ventilatoire des deux plongeurs participant à l'expérience "Physalie V" organisée par la Compagnie Maritime d'Expertise (COMEX) et le Centre National d'Exploitation des Océans (CNEXO) du 16 au 28 novembre 1970, à MARSEILLE.

C O N C L U S I O N S

Dans les limites des méthodes d'étude mises en oeuvre, l'exploration de la mécanique ventilatoire des sujets participant à l'expérience Physalie V a montré :

- Qu'en respiration calme entre le sol et 47 Ata aucune perturbation sensible ne pouvait être mise en évidence autre qu'un accroissement relativement faible des résistances pulmonaires totales. En particulier les propriétés élastiques pulmonaires ne sont pas modifiées.

- Qu'en expiration forcée l'augmentation de la pression entraînait à volume égal une limitation croissante du débit maximum. L'évolution de ce phénomène permet de penser que l'exercice musculaire peut connaître à partir de 500 mètres de profondeur en atmosphère He O₂, une limitation d'origine ventilatoire.

II O M M A I R E

	<u>Pages</u>
I. - INTRODUCTION	4
II. - CONDITIONS EXPERIMENTALES	4
III. - RESULTATS	6
III.1 - Respiration calme	6
III.2 - Expirations forcées	9
IV. - DISCUSSION	9
V. - CONCLUSION	16
VI. - ANNEXE : L'Etalonnage des débitmètres par méthodes intégrales	18
VII. - BIBLIOGRAPHIE	28



COMEX - GNEXO

LA PLONGEE TRES PROFONDE

du 16 au 28.11.1970

— "PHYSALIE V" —

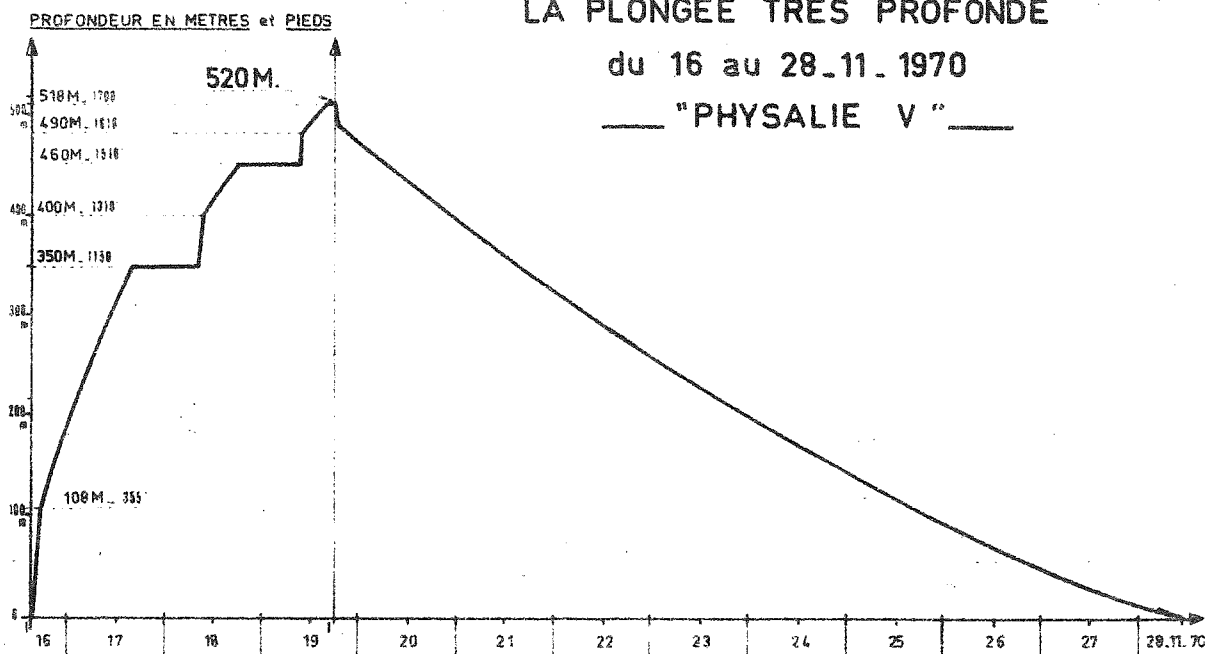


FIGURE 1 : Profil de l'expérience Physalie V.

I. - INTRODUCTION

Il est depuis longtemps admis que les modifications mécaniques ventilatoires consécutives à l'accroissement de la masse volumique des gaz ventilés puissent constituer un des facteurs limitant de l'exploration sous marine. Depuis 1955 divers travaux (2, 3, 5, 11) exécutés en atmosphère d'air ou faisant appel à des gaz étrangers de densité variable ont permis de déterminer au cours d'expériences aiguës réalisées à faible profondeur les principaux phénomènes observés : en respiration calme la résistance ventilatoire croît comme la racine carrée de la masse volumique du gaz ventilé, au cours de manoeuvres d'hyperventilation volontaires le débit expiratoire maximum atteint pour un volume pulmonaire donné ainsi que la ventilation maximale (6), sont fonctions décroissantes de la masse volumique (4, 7, 12). Cependant à notre connaissance, ces mesures n'ont que très rarement fait appel aux mélanges He O₂ utilisés à la fois pour diminuer la charge ventilatoire et repousser le seuil de narcose et n'ont jamais été réalisées au cours d'expériences prolongées soumettant les sujets à des pressions élevées pendant plusieurs jours. Dans la mesure où certains effets de la pression en elle même sur la fonction respiratoire demeurent inexplicables (1), le contrôle de la mécanique ventilatoire des sujets dans ces conditions se révélait utile. L'intérêt que nous portons depuis dix ans (8) à l'exploration de la mécanique ventilatoire de sujets soumis à différentes conditions écologiques, en particulier l'hyperbarie, explique la participation du LAMAS à l'expérience "Physalie V" conçue par la Compagnie Maritime d'Expertise (COMEX) et le Centre National pour l'Exploitation des Océans (CNEXO).*

II. - CONDITIONS EXPERIMENTALES

L'expérience "Physalie V" s'est déroulée du 16 au 28 novembre 1970 dans les caissons de la COMEX à MARSEILLE. Le profil de cette expérience dans son ensemble est donné dans la figure 1.

Les explorations de mécanique ventilatoire ont eu lieu aux niveaux barométriques correspondant aux profondeurs de 120 mètres, 140 mètres, 350 mètres, 460 mètres et 518 mètres de profondeur. La composition et la masse volumique des gaz inspirés à chaque niveau est donnée dans le tableau 1. A noter que, ainsi qu'il est courant dans les atmosphères chargées en Hélium, la température ambiante a toujours été maintenue supérieure à 30°C.

/...

* - Les frais de mission des deux physiologistes ayant directement participé à l'expérience ont été couverts par le Centre National d'Exploitation des Océans.

T A B L E A U I

PROFONDEUR EN M.	% O ₂	% N ₂	% He	% CO ₂	Masse Volumique g/l. 31°C
120	3,70	0,55	95,75	0,005	2,69
140	2,92	0,49	96,59	id.	2,96
350	1,12	0,24	98,64	id.	6,32
460	0,88	0,22	98,90	id.	8,08
520	0,78	0,19	99,03	id.	9,04

Composition et masse volumique du mélange gazeux inhalé par les plongeurs aux niveaux où ont été réalisées les explorations de mécanique ventilation. A titre de comparaison on peut noter que la masse volumique de l'air à 31°C et 760 mm Hg est de 1,16 gr./litre et que donc, la profondeur de 520 mètres en atmosphère oxygène hélium était équivalente, en ce qui concerne la masse volumique, à une plongée en Air à 68 mètres.

Le protocole expérimental comportait à chaque niveau et pour chacun des deux plongeurs (B.R. et P.C.) deux types d'explorations : ventilation calme et expirations forcées. Dans chaque cas étaient enregistrés : le débit instantané à la bouche \dot{V} , le volume V et le barogramme oesophagien PLG (pour des raisons d'horaire cette dernière variable, le barogramme oesophagien n'a cependant pas pu être enregistré à 520 mètres). Deux chaînes d'enregistrement complètes correspondant à la ventilation calme et à la ventilation forcée avaient été installées dans le caisson. Pour la ventilation calme : débitmètre de Fleisch n° 1, relié à capteur à mutuelle inductance ACB \pm 2 h Pa, la pression oesophagienne étant reçue sur un capteur ACB \pm 20 h Pa. Pour la ventilation forcée débitmètre de Fleisch n° 4 relié à un capteur à mutuelle inductance ACB \pm 2 h Pa, la pression oesophagienne étant reçue par un capteur ACB \pm 100 h Pa. La sonde de pression oesophagienne était constituée d'un ballonnet en latex de 12 cm de long et 4 cm de périmètre relié à un catheter introduit par la narine et positionné dans le 1/3 inférieur de l'oesophage au moment de la mesure. Le volume était obtenu par intégration analogique du débit \dot{V} . Les grandeurs électriques de sortie de chaînes de mesures étaient reçues sur enregistreur magnétique Ampex SP 300. L'étalonnage des capteurs de pression oesophagienne était effectué avec un manomètre à cadran dûment contrôlé ; l'étalonnage des débitmètres était réalisé grâce à une méthode spécialement mise au point par nous même pour cette expérience et décrite en annexe. Chacun des étalonnages était répété lors de chaque mesure et parfois doublé. Malgré ces précautions tendant à assurer le maximum de sécurité à la mesure tout en réduisant au minimum la tâche des plongeurs sujets et expérimentateurs à la fois, un certain nombre de résultats ont été écartés, car n'offrant pas suffisamment de certitude. Seuls sont rapportés ici ceux que nous avons retenus.

III. - RESULTATS

III.1 - Respiration calme :

Les données ventilatoires, fréquence, volume courant (moyenne et écart type d'une vingtaine de cycles) et ventilation minute (BTPS) sont rapportés pour les deux sujets dans la figure 2. Deux faits sont à remarquer sur cette figure, c'est d'une part l'aspect général révélant un accroissement relatif de chacun des paramètres en fonction de la profondeur et d'autre part l'irrégularité des données, surtout marquée en ce qui concerne la fréquence respiratoire et la ventilation moyenne.

La figure 3 rapporte les moyennes et écart types, les paramètres de la mécanique ventilatoire : compliance effective et résistance pulmonaire totale. La compliance effective a été mesurée selon la méthode classique en rapportant le volume courant à la différence de pression oesophagienne mesurée entre les instants de débit nul du cycle, la résistance en rapportant au volume courant l'intégrale en fonction du temps de la différence entre la variation de pression oesophagienne totale et la

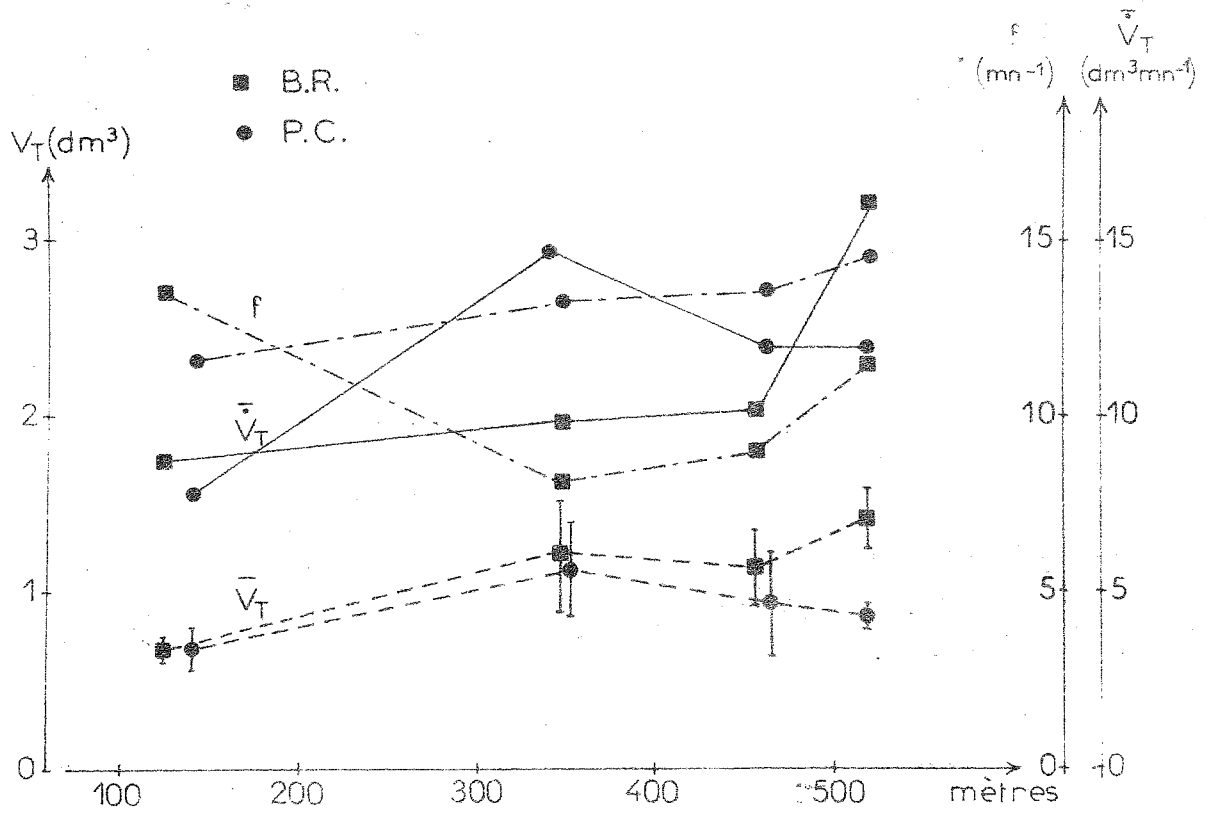


FIGURE 2 : Données ventilatoires relevées sur les deux sujets B.R. et P.C. en respiration calme. V_T volume courant avec son écart type, \dot{V}_T ventilation, f fréquence. Ces deux dernières données sont rapportées à la minute. (Ici comme dans la figure suivante les lignes ne sont tracées entre les points que pour guider les yeux et non pour exprimer une relation en fonction de la profondeur).

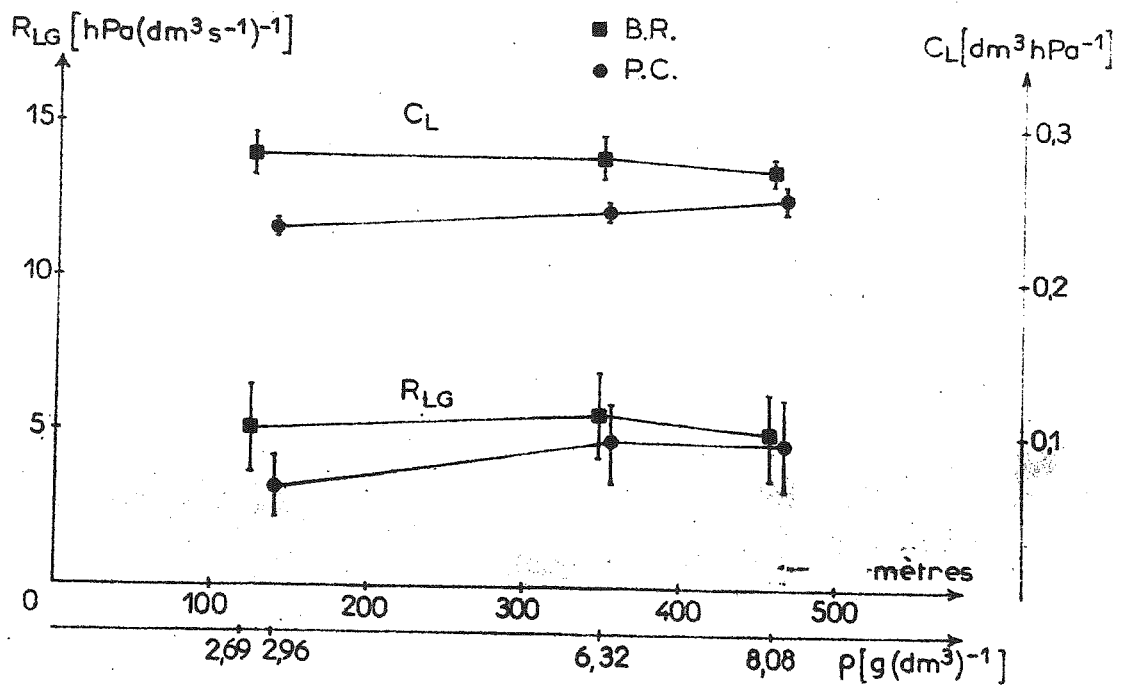


FIGURE 3 : Valeurs des compliances effectives pulmonaires C_L et des résistances pulmonaires totales R_{LG} relevées chez les deux sujets entre 100 et 460 mètres de profondeur fictive. (A pression barométrique normale en Air, $R_{LG} = 3,12 \pm 1$ pour R.B. et $3,87 \pm 1,7$ pour P.C.).

variation de pression élastique. Ces deux paramètres ont été là aussi mesurés sur une vingtaine de cycles ventilatoires. La compliance effective de valeur assez élevée dans les deux cas, apparaît stable en fonction de la profondeur pour BR très légèrement croissante pour P.C. La valeur moyenne des résistances pulmonaires totales croît sensiblement dans les deux cas. Cette croissance est faible, inférieure à celle que prévoit la loi citée plus haut de proportionnalité à la racine carrée de la masse volumique. Cependant la dispersion des résultats dont témoignent la valeur des écarts types ne permet pas de les distinguer statistiquement de cette loi pour P.C. Bien que n'apparaissant pas sur la figure nous avons toujours relevé des valeurs expiratoires supérieures aux valeurs inspiratoires.

III.2 - Expirations forcées :

Nous nous sommes efforcés de mettre en évidence dans cette exploration l'évolution comparée de la dynamique expiratoire en fonction de la pression ambiante. On sait que au cours d'une expiration à vitesse maximum le débit est à chaque instant une fonction du volume, les capacités vitales des deux sujets n'ayant apparemment pas sensiblement variées entre le niveau de la mer et 518 mètres ($5,750 \pm 0,05$ pour B.R. et $5,150 \pm 0,100$ pour P.C.) les débits instantanés ont été rapportés en fonction du pourcentage de la capacité vitale (Fig. 4 et Fig. 5). Les courbes de la figure 4 ont été tracées en reliant les points de débit maximum relevés au cours des quatre ou cinq expirations forcées réalisées à chaque niveau, il s'agit de courbes enveloppe. La figure 5 donne une idée de la dispersion des valeurs relevées. Nous n'y avons fait apparaître pour la netteté du dessin que trois niveaux et avons limité le tracé à la moitié inférieure de la capacité vitale, zone dans laquelle on peut être assuré de l'indépendance du débit relativement à l'effort expiratoire. (L'enregistrement simultané de la pression oesophagienne montrait par ailleurs que ces points se situent sur le plateau de la courbe débit pression à isovolume). Ces courbes débit volume témoignent de la façon la plus nette de la limitation ventilatoire croissante observée en fonction de la profondeur, montrant clairement qu'à volume identique, le débit expiratoire relevé est d'autant plus faible que la pression est plus forte.

IV. - DISCUSSION DE CES RESULTATS

Ces résultats doivent être discutés sous deux aspects : ventilation calme, ventilation forcée.

- Les résultats obtenus en ventilation calme pour ce qui concerne les paramètres de la mécanique ventilatoire ne montrent pas de sensible variation, autre que l'accroissement prévisible des résistances. En particulier la classique méthode de mesure de la compliance effective, n'a pas mis en évidence de modification des propriétés élastiques pulmonaires 48 heures après le début de l'expérience dont deux passées à 47 Ata. On pourrait craindre que les résultats de cette méthode dynamique

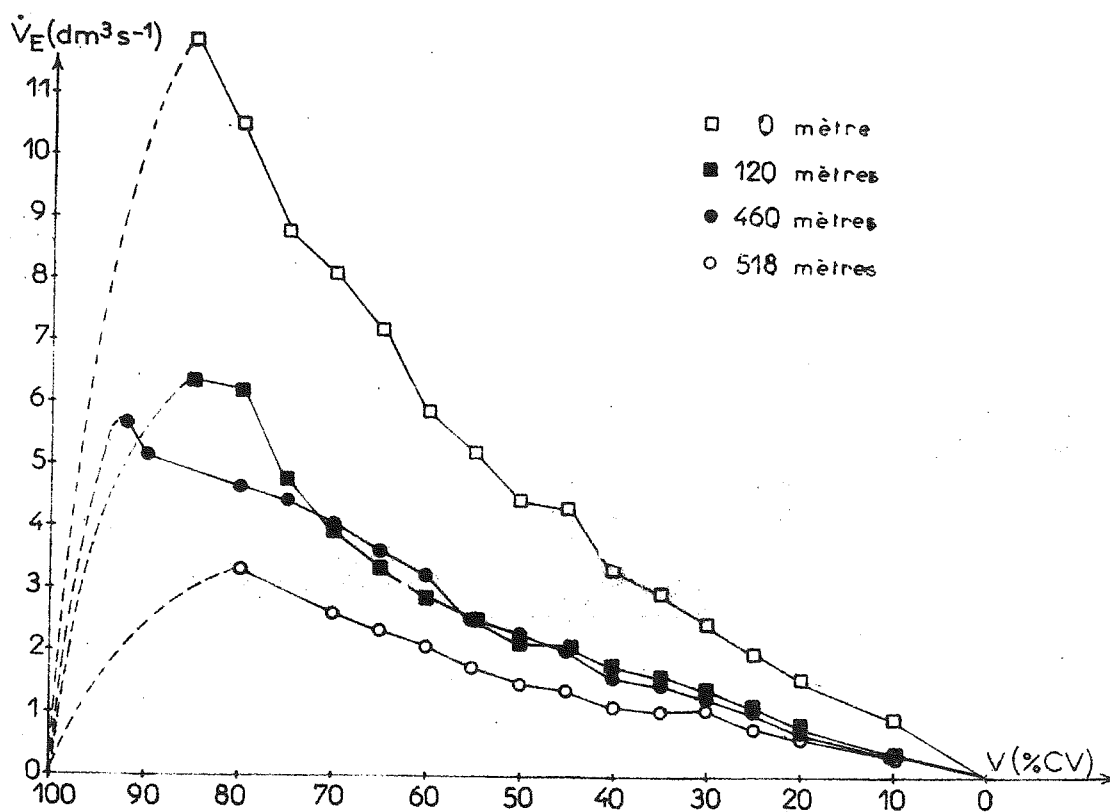


FIGURE 4 : Débits expiratoires maximum mesurés en fonction du volume pulmonaire (exprimé en pour cent de la capacité vitale) pour quatre niveaux de pression : niveau de la mer, 120 mètres, 460 mètres et 518 mètres.

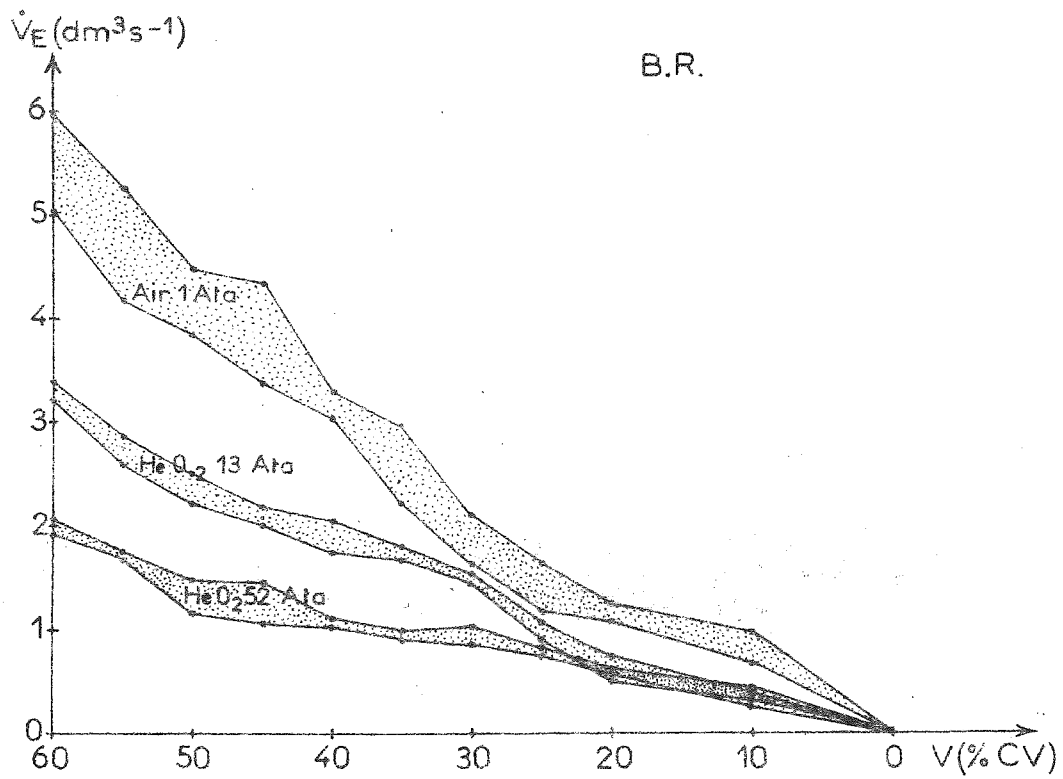


FIGURE 5 : Débits expiratoires maximum mesurés entre 0 et 60 % de la capacité vitale à trois niveaux de pression 1 Ata en Air, 13 Ata He O₂ et 52,8 Ata He O₂. Les zones grises représentent la dispersion des valeurs.

puissent être faussés en excès par l'accroissement de l'inertance des gaz ventilés consécutif à l'augmentation de la masse volumique : masquant une éventuelle diminution de la compliance (9). Le calcul montre aisément qu'il n'en est rien, cet effet compte tenu de la fréquence ventilatoire, de l'amplitude du cycle et de la masse volumique de 8,08 g. par dm^3 se traduisant au maximum par une variation de pression à débit nul de 0,2 mb.

Plus difficile à interpréter sont les variations passagères de ventilation telles que les montre la figure 2. On peut invoquer bien sûr les conditions psychologiques dans lesquelles se trouvaient les sujets au cours de cette plongée record, l'inconfort relatif de leur séjour, les modalités particulières de respiration qu'ont souvent les plongeurs, ces différentes raisons n'apparaissent pas très convaincantes. Nous avons en effet retrouvé un tel phénomène au cours d'une autre expérience (Beluga 1 - COMEX Déc. 1970) se déroulant à 20 Ata dans une sphère de grand volume, conditions éliminant apparemment au moins les deux premières raisons invoquées ci-dessus. En supposant que cette observation ne soit pas fortuite, nous nous contenterons de remarquer que dans cette atmosphère He O₂, maintenue à 31 ou 32°C la ventilation intervient pour une part importante dans l'équilibre thermique des sujets. La convection cutanée est vraisemblablement réduite du fait de la faible différence de température entre la peau et l'atmosphère alors qu'à l'inverse la convection thermique respiratoire proportionnelle à la ventilation S.T.P.D. des sujets est considérablement accrue : une ventilation de 10 litres par minute B.T.P.S. à 50 Ata est en gros égale, ramenée en conditions standarts, à 500 litres par minute ce qui pour une différence de température de 1 degré entre gaz inspirés et expirés correspond à la dissipation de 8 watts, soit pratiquement 10 % du Métabolisme de base. Si l'on ne voit pas très bien comment chez le plongeur la ventilation pulmonaire peut être un élément régulateur de la thermolyse on peut par contre en concevoir les effets.

Par opposition à la faible perturbation apportée par la pression à la ventilation de repos, les manoeuvres d'expiration forcée montrent l'effet majeur de l'accroissement de la masse volumique sur la dynamique ventilatoire : la limitation du débit expiratoire ainsi qu'en témoignent le tableau 2 et les figures 4 et 5. Si on se réfère aux figures 4 et 5 on s'aperçoit que par exemple pour un volume pulmonaire correspondant à 50 % de la capacité vitale, le débit maximum expiratoire est de l'ordre de 4 litres/seconde, en air, au sol, 2,3 litres/seconde à la profondeur de 120 mètres et 1,3 de litre seconde à 518 mètres, les deux dernières valeurs étant cependant obtenues en He O₂. Quel que soit l'effort expiratoire développé par le sujet le débit expiratoire instantané ne pourra pas dépasser ces chiffres, pour ce niveau de volume, raisonnement qui est applicable pour chaque niveau de volume entre 0 et 60 % de la capacité vitale. Or au cours de l'exercice musculaire, tel que sont amenés à l'effectuer les plongeurs au travail, la ventilation croît en fonction des besoins métaboliques et corrélativement le débit instantané expiratoire. Cette croissance étant limitée

TABLEAU II

Profondeurs	0 mètres	130 - 140 m	350 m	460 m	518 m
Sujets	Air	He O ₂	He O ₂	He O ₂	He O ₂
B. R.	0,73	0,70	0,65	0,65	0,48
P. C.	0,88	0,83	0,72	0,68	

Rapports du volume expiré pendant la première seconde d'une expiration forcée, à la capacité vitale (VEMS/CV) relevés sur les deux sujets en fonction de la profondeur.

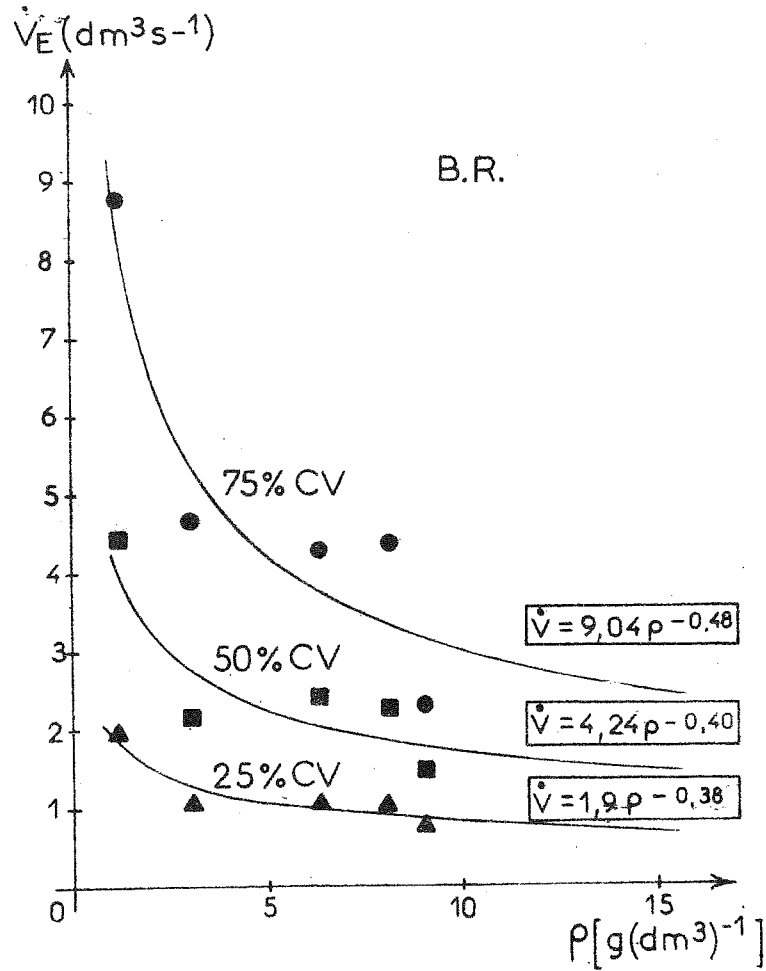


FIGURE 6 : Relation entre le débit maximum expiratoire relevé à différents niveaux de la capacité vitale et la masse volumique du mélange inspiré (Air ou H_2O_2) pour le sujet B.R. Les lignes sont représentatives de la fonction puissance $\dot{V} = f(\rho^x)$ dont l'expression analytique est donnée en cartouche.

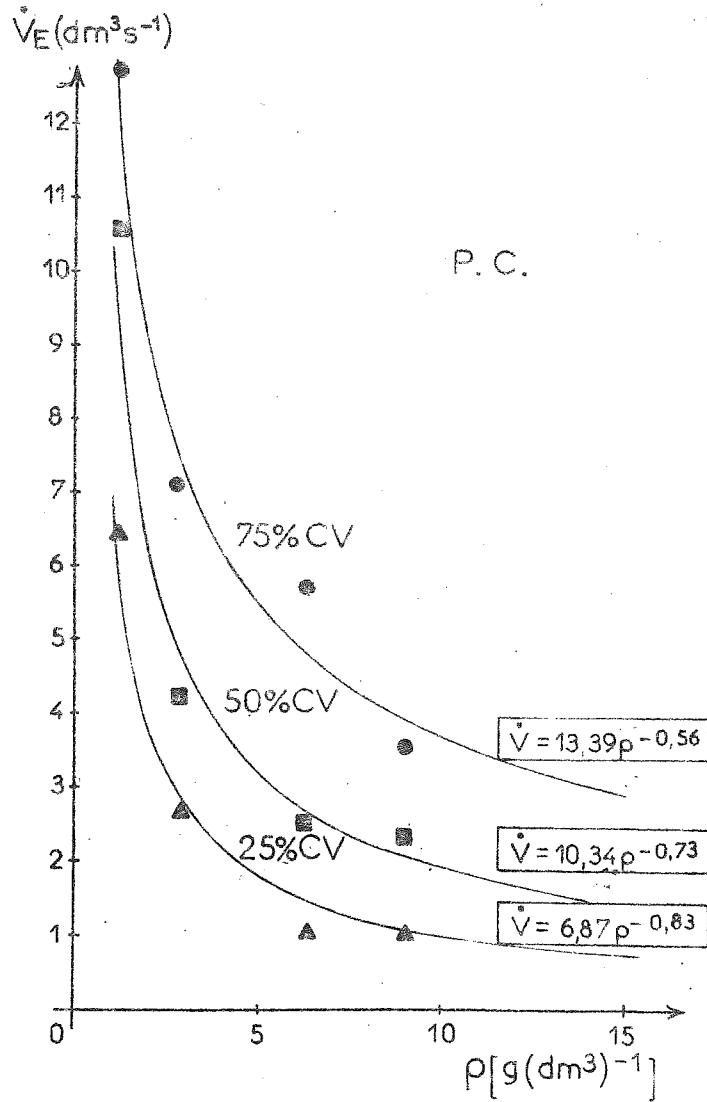


FIGURE 7 : Môme graphique que celui de la figure 6 pour le sujet P.C.

au niveau décrit par les relations débit volume des courbes 4 et 5, l'exercice musculaire sera limité par insuffisance ventilatoire/à des niveaux d'autant plus faibles que la pression, donc la masse volumique, sera plus élevée.

Les figures 6 et 7 donnent pour différents volumes pulmonaires les débits maximum expiratoires que nous avons mesurés sur B.R. et P.C. en fonction de la masse volumique du mélange He O₂ inspiré. Ces résultats peuvent être comparés à ceux que nous avons obtenus par ailleurs (10) au cours de l'exercice musculaire : le débit maximum expiratoire est de l'ordre de 1,5 litre par seconde pour une puissance de 100 watt. En supposant que ce débit intervienne à un niveau de volume correspondant à 50 % de la capacité vitale, ce qui coïncide en gros avec l'observation courante on voit selon les chiffres cités plus haut, que 100 watt serait pratiquement l'exercice musculaire maximum tolérable en régime stable à 500 mètres de profondeur en He O₂.

Le plongeur pourra pallier cette difficulté en ventilant plus haut dans sa capacité vitale, situation qu'adopte l'emphysémateux, mais il est difficile de prévoir si cette modalité respiratoire qui modifie la statique pulmonaire et les échanges est longtemps tolérable. Compte-tenu des variations individuelles, autour des chiffres que nous rapportons, et des adaptations dont nous venons de parler, on peut admettre que 500 mètres est la profondeur à partir de laquelle sera rencontré en atmosphère He O₂ la limitation ventilatoire à l'exercice musculaire. Ces données se trouvent en bonne concordance avec celles que nous avons prévu par extrapolation à partir de mesures réalisées au cours d'exercice musculaire effectué en air entre 1 et 3 Ata (10). Ils sont en faveur d'une limitation purement ventilatoire de l'exercice musculaire en plongée, indépendante de toute considération énergétique ventilatoire.

V. - CONCLUSIONS

Dans les limites des méthodes d'étude mises en oeuvre, l'exploration de la mécanique ventilatoire des sujets participant à l'exercice Physalie V a montré :

- Qu'en respiration calme entre le sol et 47 ata aucune perturbation sensible ne pouvait être mise en évidence autre qu'un accroissement relativement faible des résistances pulmonaires totales. En particulier les propriétés élastiques pulmonaires ne se sont pas modifiées.

- Qu'en expirations forcées l'augmentation de la pression entraînait, à volume égal, une limitation croissante du débit maximum. L'évolution de ce phénomène permet de penser que l'exercice musculaire peut connaître à partir de 500 mètres de profondeur en atmosphère He O₂, une limitation d'origine ventilatoire.

A N N E X E

L'Étalonnage des débitmètres par méthodes intégrales

La mesure des débits gazeux instantanés nécessite en mécanique ventilatoire l'étalonnage fréquent de l'instrument de mesure : pneumotochographe ou débitmètre. Si un tarage électrique peut parfois être employé son utilisation est limitée dans le temps et de toute façon doit être contrôlée dans les conditions de la mesure par un calibrage en grandeur physique réelle c'est à dire comparé à un débit gazeux. En effet dans l'état actuel de la technologie les variations d'étalonnage trouvent leur source beaucoup plus fréquemment dans la modification des propriétés mécaniques du débitmètre lui-même que dans celle de la chaîne électrique ou électronique qui le sert. Cette répétition nécessaire des manœuvres d'étalonnage constitue, pour tout le protocole expérimental, une charge qu'il convient d'alléger par l'emploi de méthodes simples. C'est le cas des "méthodes intégrales" dont la mise en oeuvre nous a été imposée par le fait d'avoir à réaliser une exploration de mécanique ventilatoire en plongée profonde, au cours de l'expérience Physalie V. Ces méthodes bien que peut-être parfois déjà utilisées n'ont à notre connaissance jamais été décrites.

THEORIE

On peut considérer indifféramment, soit que le débit instantané \dot{V} est la dérivée du volume V par rapport au temps

$$\dot{V} = \frac{dV}{dt} \quad (1)$$

soit que le volume est l'intégrale définie du débit instantané en fonction du temps :

$$V = \int_{t_0}^{t_1} \dot{V} dt \quad (2)$$

A la première expression se rattachent les méthodes d'étalonnage que nous appellerons différentielles, à la seconde les méthodes intégrales. Dans les deux cas, l'étalonnage d'un débitmètre linéaire consiste à déterminer le coefficient de proportionnalité dimensionné K_V qui permet de calculer le débit gazeux en grandeur physique réelle (par exemple des litres par seconde : $\text{dm}^3 \text{s}^{-1}$) à partir de son expression en grandeur électrique ou de sa traduction graphique. En prenant l'exemple d'un enregistrement graphique, dont \dot{v} représente la déflexion à un instant donné : on peut écrire :

$$\dot{V}_{\text{dm}^3 \cdot \text{s}^{-1}} = \dot{v}_{\text{mm}} \times K_V \quad (3)$$

K_V a dans ce cas la dimension $\text{dm}^3 \text{s}^{-1} \text{mm}^{-1}$, sa détermination exige la connaissance d'un volume et d'un temps simultanément à celle de la déflexion.

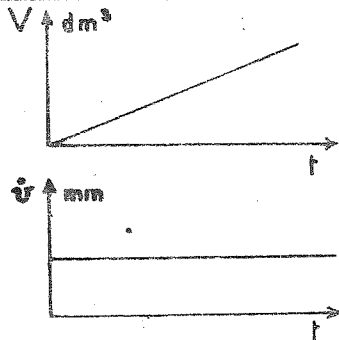
MÉTHODES DIFFÉRENTIELLES

$$\dot{V} \text{ dm}^3 \text{ s}^{-1} = \frac{dV}{dt}$$

$$\dot{V} \text{ dm}^3 \text{ s}^{-1} = \dot{v} \text{ mm} \times k_{\dot{v}}$$

$$k_{\dot{v}} \text{ dm}^3 \text{ s}^{-1} \text{ mm}^{-1} = \frac{\dot{V}}{\dot{v}}$$

Débit continu

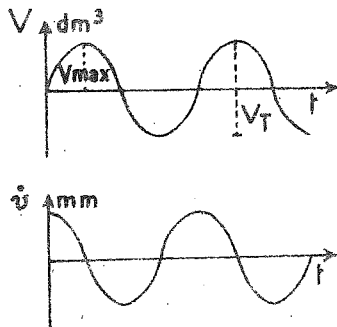


$$V = at$$

$$\frac{dV}{dt} = a$$

$$k_{\dot{v}} = \frac{a}{\dot{v}}$$

Débit sinusoïdal



$$V = V_{\max} \sin 2\pi ft$$

$$\frac{dV}{dt} = 2\pi f V_{\max} \cos 2\pi ft$$

$$\left(\frac{dV}{dt}\right)_{\max} = 2\pi f V_{\max}$$

$$k_{\dot{v}} = \frac{2\pi f V_{\max}}{\dot{v}_{\max}} = \frac{\pi f V_T}{\dot{v}_{\max}}$$

FIGURE 8 : Etalonnage des débitmètres. Exemple de deux méthodes différentielles.

METHODES DIFFERENTIELLES

Les méthodes les plus employées pour calculer la relation volume - temps sont des méthodes différentielles : à l'instant correspondant à la mesure de la déflexion, est calculée la dérivée du volume par rapport au temps :

$$\dot{V} = \frac{dV}{dt} = K_V \times \dot{v}_{mm} \quad (4)$$

La faible précision des techniques de dérivation graphiques ou analogiques dont dispose le physiologiste, compte-tenu de la qualité brute de ses signaux expérimentaux, fait que, il donne généralement à l'évolution du volume par rapport au temps une forme simple qui lui permette de calculer aisément la dérivée $\frac{dV}{dt}$ - (Fig.8). C'est le cas en particulier lorsque le volume est une fonction linéaire du temps, sa dérivée est constante il s'agit de la méthode d'étalonnage en débit constant. C'est aussi celui où le volume est une fonction sinusoïdale du temps, fonction générée par une pompe. Dans ce dernier procédé, que nous prendrons pour référence des méthodes décrites ci-dessous, on peut montrer que le débit instantané lors des passages à sa valeur maximum est égal au produit $V_T \cdot f$ avec V_T la cylindrée de la pompe et f sa fréquence. La première de ces deux méthodes est simple à appliquer mais longue à mettre en oeuvre ; par contre la seconde, simple et rapide, exige un matériel volumineux et onéreux.

METHODES INTEGRALES

A l'inverse de ce qu'il en est pour la dérivation, le physiologiste peut disposer de techniques d'intégration diverses et précises. Elles n'exigent pas de donner une forme déterminée à l'évolution du volume en fonction du temps donc sont compatibles avec une mise en oeuvre matérielle simple. La précision réside dans le calcul et non plus dans la réalisation mécanique d'un débit donné.

L'équation :

$$V = K_V \int_{t_0}^{t_i} \dot{v}_{mm} dt \quad (5)$$

obtenue en substituant à \dot{V} , dans l'équation (3), sa valeur tirée de l'équation (2), montre que pour calculer K_V il convient de connaître d'une part le volume V en dm^3 , d'autre part l'intégrale définie de la courbe de déflexion en fonction du temps.

- Le volume V nous est donné par une seringue calibrée mue à la main et sur laquelle est fixé le débitmètre. La valeur de ce volume est indifférente, il est préférable de la choisir entre 1 et 5 litres, valeurs qui recouvrent le domaine le plus utilisé en mécanique ventilatoire chez l'adulte.

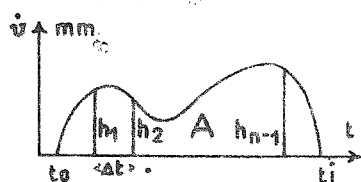
MÉTHODES INTEGRALES NUMERIQUES

$$V_{dm^3} = \int_{t_0}^{t_i} \frac{dV}{dt} dt$$

$$V_{dm^3} = k\dot{V} \int_{t_0}^{t_i} \dot{v} \, dt$$

$$k\dot{V}_{dm^3 \, s^{-1} \, mm^{-1}} = \frac{V}{\int_{t_0}^{t_i} \dot{v} \, dt}$$

Trapèzes

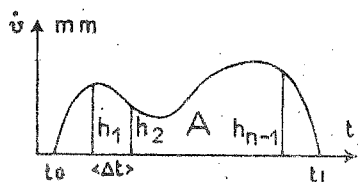


$$\Delta t = \frac{t_i - t_0}{n}$$

$$A = \int_{t_0}^{t_i} \dot{v} \, dt = \Delta t \left(\frac{1}{2} h_0 + h_1 + h_2 + \dots + h_{n-1} + \frac{1}{2} h_n \right)$$

$$k\dot{V} = \frac{V_{dm^3}}{A}$$

Simpson



$$\Delta t = \frac{t_i - t_0}{n}$$

$$n = 2u$$

$$A = \int_{t_0}^{t_i} \dot{v} \, dt = \frac{\Delta t}{3} \left[h_0 + h_n + 2(h_2 + h_4 + \dots + h_{n-2}) + 4(h_1 + h_3 + \dots + h_{n-1}) \right]$$

$$k\dot{V} = \frac{V_{dm^3}}{A}$$

FIGURE 9 : Etalonnage des débitmètres par méthodes intégrales. Exemple de deux techniques d'intégration numérique : technique de trapèzes - technique de Simpson.

- L'intégrale de la courbe d'enregistrement en fonction du temps peut être calculée par un procédé quelconque d'intégration. Nous en avons expérimenté quatre : deux techniques numériques, celle du trapèze et celle de Simpson (Fig. 9) ; deux techniques analogiques : la planimétrie et l'intégration électrique (Fig. 10).

- Par la technique des trapèzes (Fig. 9) l'intégrale de la fonction $\dot{v} = F(t)$ entre les instants t_0 et t_i est donnée par la formule :

$$\int_{t_0}^{t_i} \dot{v} dt = \Delta t \left\{ \frac{1}{2} h_0 + h_1 + h_2 + \dots + h_{n-1} + \frac{1}{2} h_n \right\}$$

dans laquelle Δt est le pas de dépouillement tel que $\Delta t = \frac{t_i - t_0}{n}$ (n représentant le nombre d'intervalles de temps élémentaires et égaux divisant le temps total d'intégration $t_i - t_0$) et h_0, h_1, \dots, h_n sont les valeurs de la fonction $\dot{v}_{mm} = F(t)$, c'est-à-dire pour un enregistrement classique la déflexion \dot{v}_{mm} , aux temps $t_0, t_1 = t_0 + \Delta t, \dots, t_n = t_0 + n \Delta t$.

- Par la technique de Simpson (Fig. 9), qui se distingue de la précédente par le fait qu'elle procède par interpolation parabolique au lieu d'une interpolation linéaire, on aurait avec les mêmes définitions et une valeur paire de n :

$$\int_{t_0}^{t_i} \dot{v}_{mm} dt = \frac{\Delta t}{3} \left\{ h_0 + h_n + 2(h_2 + h_4 + \dots + h_{n-2}) + 4(h_1 + h_3 + \dots + h_{n-1}) \right\}$$

Ces deux techniques, réalisables manuellement, peuvent être aisément programmées sur un petit calculateur numérique de bureau. Le calcul montre que l'erreur commise est dans les deux cas, d'autant plus faible que n est grand. En pratique : $30 < n < 50$ pour un intervalle $t_i - t_0$ de 0,6 à 2 sec donc un Δt de 0,02 à 0,04.

- La planimétrie (Fig. 10) fournit une aire en mm^2 qui doit être multipliée par le coefficient d'étalonnage en temps K_t : $sec\ mm^{-1}$ (inverse de la vitesse de défilement du papier enregistreur) pour conduire au résultat recherché :

$$\int_{t_0}^{t_i} \dot{v} dt = S\ mm^2 \times K_t$$

- L'intégration analogique (Fig. 10) donne une grandeur a mm proportionnelle à l'intégrale recherchée. Le coefficient de proportionnalité est la constante de temps K_i de l'intégrateur. Si cette valeur n'est pas connue elle peut être retrouvée aisément en intégrant pendant un temps connu t une tension continue d'amplitude a mm. Si b mm est dans ce cas l'indication de l'intégrateur on peut écrire :

$$K_i = \frac{a \times t}{b}$$

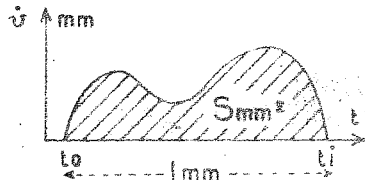
MÉTHODES INTÉGRALES ANALOGIQUES

$$V_{dm^3} = \int_{t_0}^{t_i} \frac{dV}{dt} dt$$

$$V_{dm^3} = k_v \int_{t_0}^{t_i} \dot{v} \text{ mm} dt$$

$$K_v \text{ dm}^3 \text{ s}^{-1} \text{ mm} = \frac{V}{\int_{t_0}^{t_i} \dot{v} dt}$$

Planimétrie

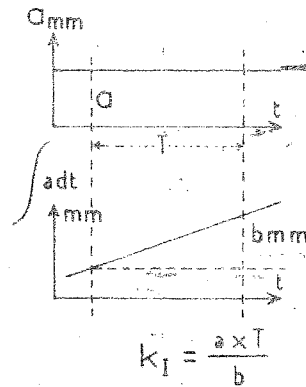
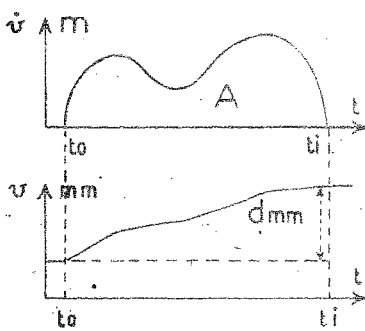


$$k_t = \frac{t_i - t_0}{l}$$

$$A = \int_{t_0}^{t_i} \dot{v} dt = S \text{ mm}^2 \times k_t$$

$$K_v = \frac{V_{dm^3}}{A}$$

Intégration électrique



$$A = \int_{t_0}^{t_i} \dot{v} dt = d \text{ mm} \times k_I$$

$$K_v = \frac{V_{dm^3}}{A} = \frac{V_{dm^3}}{d \text{ mm} \times k_I}$$

$$k_I = \frac{a \times T}{b}$$

FIGURE 10 : Etalonnage des débitmètres par méthodes intégrales. Exemple de deux techniques d'intégration analogiques : planimétrie et intégration électrique.

$k \dot{y} dm^3 s^{-1} mm^{-1}$

	MÉTHODES INTÉGRALES				MÉTHODE DIFFÉRENTIELLE	
	TRAPEZES	SIMPSON	PLANIMÉTRIE	INTÉGRATION ÉLECTRIQUE	POMPE	SINUS.
n	10	10	10	10	6	
\bar{m}	0,0606	0,0615	0,0610	0,0588	0,0581	
s	0,0030	0,0030	0,0028	0,0011	0,0016	

← (LILLY) différences non significatives →

n	44	44	44	44	6	
\bar{m}	0,0281	0,0284	0,0281	0,0284	0,0271	
s	0,0017	0,0018	0,0016	0,0014	0,0010	

← (FLEISCH) différences non significatives →

TABLÉAU 3

Etalonnage des débitmètres. Valeurs des coefficients d'étalonnage moyens (\bar{m}) et de l'écart type de distribution (s) obtenus pour deux débitmètres de type différent (Fleisch et Lilly) par méthode différentielle ou méthodes intégrales.

$\text{kv dm}^3 \text{ s}^{-1} \text{ mm}^{-1}$

FLEISCH N°1

		TRAPÈZES	SIMPSON	PLANIMÉTRIE	INTÉGRATION ÉLECTRIQUE
I	n	22	22	22	22
	\bar{m}	0,0270	0,0270	0,0269	0,0276
	s	0,0013	0,0014	0,0010	0,0013
E	n	22	22	22	22
	\bar{m}	0,0293	0,0298	0,0294	0,0292
	s	0,0009	0,0008	0,0008	0,0008

↑
différences
significatives
au seuil
 $P < 0,001$
↓

TABIEAU 4

Étalonnage des débitmètres. Valeurs des coefficients d'étalonnage moyens \bar{m} et écart type de distribution s obtenu pour le débitmètre suivant le sens d'écoulement des débits gazeux I et E.

et donc :
$$\int_{t_0}^{t_i} \dot{V}_{mm} dt = d_{mm} \times \frac{a \times t}{b}$$

L'emploi d'un intégrateur analogique présente par ailleurs l'avantage de permettre, en travaillant sur la partie médiane de la course de la seringue calibrée, d'éviter les oscillations de débit des parties initiales et finales de cette course.

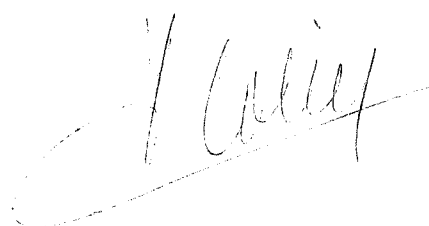
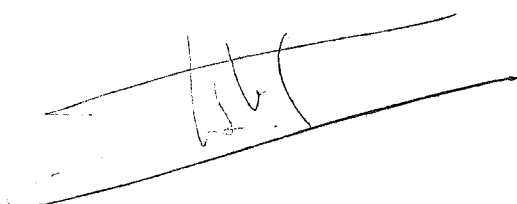
RESULTATS

Quel que soit le type de débitmètre testé (type Fleisch ou type Lilly), nous n'avons pas relevé de différence significative entre les différentes techniques d'intégration, ni entre chacune de ces techniques et la technique différentielle de la pompe sinusoïdale (Tableau 3). Chemin faisant cette étude systématique a attiré notre attention sur deux faits : le premier, qui confirme ce qui est énoncé au début de cet article, concerne la fréquence des assymétries inspiratoire et expiratoire qui peuvent être relevées sur les pneumotochographes. Cette assymétrie, aussi minime qu'elle soit, peut expliquer dans certains cas la dérive dans le temps des tracés de volume ventilé obtenus par intégration des débits instantanés (Tableau 4). Le deuxième fait concerne la dispersion assez élevée des coefficients d'étalonnage obtenus quelle que soit la technique employée différentielle ou intégrale (Tableaux 3 et 4).

En conclusion les méthodes d'étalonnage des débitmètres linéaires, utilisant les techniques d'intégration nous sont apparues comme étant particulièrement bien adaptées à l'utilisation en mécanique ventilatoire. Fournissant des résultats de qualité métrologique égale à celle des méthodes différentielles classiques, elles ont l'avantage sur celles-ci de n'exiger en cours d'expérience, qu'un matériel rudimentaire de mise en oeuvre simple et rapide.

Le Médecin de 1ère classe P. VARENE
Chef de la Section Hautes Altitudes.

Le Médecin en Chef de 1ère classe COLIN
Médecin-Chef du C.E.V. et du I.A.M.A.S.



BIBLIOGRAPHIE

- CHOUTEAU (J) - COUSTEAU (J.Y) - ALINAT (J) - AQUADRO (C.F.).

Expérimentation animale de séjour prolongé en oxygène hélium de 41 à 58 bar.

J. Physiol. (Paris) 1967 59 n° 1 bis, 225.

- LANPHIER (E.H.).

Pulmonary Function.

in the physiology and medicine of diving. P.B. BENNETT and D.H. ELLIOT.

édit. 1969 p. 58 - 112 - BAILLIERE TINDALL and CASSEL- LONDON publishers.

- MARSHALL (R.) - LANPHIER (E.H.) - DUBOIS (A.B.).

Resistance to breathing in normal subjects during simulated dives.

J. Appl. Physiol. 1956 9 5-10.

- MAIO (D.A.) - FAHRI (L.E.).

Effect of gas density on mechanics of breathing.

J. Appl. Physiol. 1967 23 687-693.

- MEAD (J.).

Resistance to breathing at increased ambient pressures.

Proceedings of the underwater physiology Symposium WASHINGTON DC p. 112-125.
1955 L.G. GOFF Edit.

- MILES (S.).

The Effect of Change in barometric pressure on maximum breathing capacity.

J. Physiol. (LONDON) 1957 137 85-86 P.

- MILLER (J.N.) - WANGENSTEEN (O.D.) - LANPHIER (E.H.).

Ventilatory limitations of exertion at Depth.

Proceed. of. 4e Symposium of Underwater Physiology Philadelphie 1969 - A paraître.

- VARENE (P.)

Mecanique ventilatoire. Revue des principales études effectuées dans le cadre du LAMAS de 1960 à 1970.

Rapport d'Etude C.E.V. n° 284 de septembre 1970.

- VARENE (P.) - JACQUEMIN (Ch.) -

La compliance effective.

Bull. Physio-path. Resp. - 1970 6 885-891.

- VARENE (P.) - JACQUEMIN (Ch.) - L'HUILLIER (J.) -

Les performances ventilatoires en plongée.

Journées Internationales d'hyperbarie et de Physiologie subaquatique -
MARSEILLE - juin 1970.

- VARENE (P.) - TIMBAL (J.) - JACQUEMIN (Ch.) -

Effect of different ambient pressures on airway resistance.
J. Appl. Physiol. 1967. 22 (4) 699-706.

- WOOD (LDH) - BRYAN (A.C.) -

Effect of increased ambient pressure on flow-volume curve of the lung.
J. Appl. Physiol. 1969. 27 (1) 4-9.

D E S T I N A T A I R E S

- Centre National d'Exploitation des Océans (CNEXO)	2 ex.
- Compagnie Maritime d'Expertise (COMEX)	2 ex.
- D.R.M.E./S.D.R.T./SHM	1 ex.
- D.R.M.E./D.R.S./Biologie	1 ex.
- D.T.C.A.	1 ex.
- S.T.A./Di	1 ex.
- S.T.A./Eq. (Pharmacien Chimiste en Chef de 2ème classe GASPA)...	2 ex.
- S.P.Aé.....	1 ex.
- E.M.A.A./B.P.M.	2 ex.
- E.M./Marine	1 ex.
- C.E.P.A./St-Raphaël	1 ex.
- Centre d'Etudes et de Recherches Techniques Sous-Marines (TOULON) C.E.R.T.S.M.	1 ex.
- C.E.R.B./TOULON	1 ex.
- C.E.A.M./L.E.M.P.	2 ex.
- C.R.S.S.A. (Bureau Relations Scientifiques)	1 ex.
- C.R.S.S.A. - Division Physiologie - Hôpital Desgenettes - LYON (Rhône)	1 ex.
- Inspection des Services Chimiques et Pharmaceutiques - Val-de- Grâce -(PARIS)	1 ex.
- D.C.S.S.A./Action Scientifique et Technique	2 ex.
- D.C.S.S.A.	2 ex.
- Inspection du Service de Santé de l'Air	1 ex.
- C.E.R.M.A.	3 ex.
- Laboratoire d'Etudes Bioclimatologiques - Professeur METZ - 21, rue Becquerel - STRASBOURG - 3	1 ex.
- Inspection du Corps des Vétérinaires et Biologistes des Armées..	1 ex.
- Vétérinaire Lt-Colonel RANNAUD, Bureau Vétérinaire Régional - B.P.M. 101 - 78 - CAMP-des-LOGES	1 ex.
- C.E.V./Di	1 ex.
- C.E.V./SDT	1 ex.
- C.E.V./SDT/PN	1 ex.
- C.E.V./SDT/SE	1 ex.
- C.E.V./SE/Eq.	2 ex.
- C.E.V./S.M.	10 ex.
- C.E.V./LAMAS	15 ex.