BALAYAGE DE L'ESPACE MORT RESPIRATOIRE PAR LE GAZ ALVEOLAIRE *

PAR D. BARGETON **

Introduction

Il n'est pas inutile de rappeler brièvement pour quelles raisons le régime d'écoulement dans les voies aériennes supérieures ou espace mort respiratoire a une importance biologique considérable ***.

L'acte fondamental de la respiration est l'absorption d'oxygène et le rejet de gaz carbonique. Ces échanges gazeux ont lieu entre le sang et le gaz contenu dans les alvéoles pulmonaires par diffusion à travers la paroi des alvéoles. Ils sont donc régis par les différences de pression partielle des gaz considérés de part et d'autre de la membrane alvéolaire. De ce fait, la connaissance de ces pressions partielles est fondamentale en physiologie normale et pathologique.

Or, le gaz alvéolaire a une composition différente de celle de l'air atmosphérique parce qu'il n'est que très partiellement renouvelé à chaque cycle respiratoire. On ne peut pas le prélever du fait des petites dimensions des alvéoles (quelques μ) et si ce prélèvement était possible, il serait de peu d'intérêt car la composition du gaz alvéolaire est

variable dans l'espace d'un alvéole à l'autre et dans le temps au cours du cycle respiratoire.

Le plus souvent, ce que l'on a besoin de connaître est une moyenne pondérée dans le temps et dans l'espace, pression alvéolaire moyenne pour le cycle considéré $\bar{P}_{A\text{CO}_2}$ et $\bar{P}_{A\text{O}_2}$ ou les volumes fractionnels correspondants $\bar{F}_{A\text{CO}_2}$ et $\bar{F}_{A\text{O}_2}$.

Ces valeurs moyennes ne sont donc pas des grandeurs concrètes accessibles à une mesure directe, mais des paramètres abstraits dont la signification dépend de la conception que l'on se fait des échanges gazeux et dont la détermination ne peut être que l'aboutissement d'un raisonnement indirect.

Il peut donc y avoir des preuves qu'une détermination de $\bar{P}_{A\text{CO}_2}$ est incorrecte lorsqu'elle conduit à des invraisemblances, mais il ne peut y avoir de preuves positives qu'elle est correcte. On peut seulement la considérer comme acceptable jusqu'à plus ample informé si elle s'insère dans un ensemble logique non contradictoire.

Une seconde difficulté vient de ce que les alvéoles ne communiquent pas directement avec l'atmosphère mais à travers les voies aériennes supérieures ou espace mort, où aucun échange gazeux n'a lieu (en ce qui concerne O_2 et CO_2) et où l'air ne fait qu'atteindre la température du corps et se saturer de vapeur d'eau.

Ce que l'on prélève à la bouche est un mélange de gaz alvéolaire et d'air atmosphérique en proportions variables au cours de l'expiration; ce mélange dépend des conditions de balayage de l'espace mort, donc du régime d'écoulement qui y règne.

Si l'on connaissait :

1° la composition instantanée du gaz alvéolaire au cours du cycle,

* Cet exposé est un résumé de travaux, en partie non publiés, effectués en collaboration avec G. BARRES, J. DE LATTRE, S. PAROT, E. FLORENTIN et A. TEILLAC auxquels nous adressons ici nos remerciements ainsi qu'à l'aide technique de MM. R. LAMBERT et Y. DURAND.

** Laboratoire de Physiologie de la Faculté de Médecine, 45, rue des Saints-Pères, Paris (6°).

*** Une confrontation entre ingénieurs spécialistes de la mécanique des fluides, médecins et physiologistes n'est fructueuse que si chacun est mis au courant de ce que sont les buts et les moyens des uns et des autres. Il convient d'allumer chacun sa lanterne.

1/ Mouvement oscillatoire avec viscosité et inertie. Profil des elongations, régime à basse fréquence (d'après C. Clarion, thèse Doctorat ès Sciences, Aix-Marseille, 1954).

2/ Mouvement oscillatoire avec viscosité et inertie. Profil des elongations, régime intermédiaire (d'après C. Clarion, thèse Doctorat ès Sciences, Aix-Marseille, 1954).

3/ Mouvement oscillatoire avec viscosité et inertie. Profil des elongations, régime à fréquence élevée (d'après C. Clarion, thèse Doctorat ès Sciences, Aix-Marseille 1954).

2° le régime d'écoulement dans l'espace mort, on pourrait déterminer s'il existe un moment au cours de l'expiration où la composition du gaz expiré est celle du gaz alvéolaire moyen et si ce moment existe, le définir pour connaître à ce moment $\bar{P}_{A\text{CO}_2}$ ou $\bar{P}_{A\text{O}_2}$.

A cet effet, on peut s'appuyer :

- sur des considérations théoriques;
- sur des expériences sur modèle;
- sur des expériences sur l'homme.

D'ailleurs, le régime d'écoulement dans les voies aériennes présente un intérêt à bien d'autres points de vue que celui mentionné plus haut, mais on ne les abordera pas ici.

Considérations théoriques

1. COMPOSITION INSTANTANÉE DU GAZ ALVÉOLAIRE AU COURS DE L'EXPIRATION.

L'évolution du gaz alvéolaire au cours de l'expiration est indirectement connue par les travaux de Fenn et coll. Au cours de la respiration de repos et pour des cycles d'amplitude modérée, on peut admettre qu'elle se fait en fonction linéaire du volume expiré et l'on peut écrire :

$$F = \alpha \left[1 + \beta \left(\frac{V}{V_T} - q \right) \right] \quad (1)$$

F : concentration instantanée ou volume fractionnel du CO_2 dans le gaz alvéolaire;

V : volume instantané expiré;

V_T : volume courant (volume total expiré au cours du cycle considéré);

α : concentration moyenne du CO_2 dans le cycle considéré (c'est ce que l'on cherche);

β et q : deux paramètres qui peuvent être indirectement estimés.

2. RÉGIME D'ÉCOULEMENT DANS L'ESPACE MORT.

Les physiologistes admettent généralement que ce régime est laminaire dans la respiration de repos parce que, partout au cours du cycle, le nombre de Reynolds reste très au-dessous de la valeur critique.

Mais il y a là des réserves évidentes à faire au sujet de cette opinion générale.

En effet, le régime laminaire est un régime permanent, alors que les mouvements respiratoires sont alternatifs et que les lois de l'écoulement d'un fluide pesant et visqueux en régime non stationnaire sont très imparfaitement connues, même dans le cas le plus simple d'un tube cylindrique rigide (*).

On ne connaît guère que les caractères généraux du profil des elongations tel qu'il apparaît dans les expériences de visualisation optique.

Ces expériences montrent (Valensi et Clarion) que, suivant la fréquence d'un déplacement oscillant, ce profil se rapproche du profil parabolique de l'écoulement laminaire aux basses fréquences pour s'aplatir de plus en plus aux fréquences élevées et ressembler à celui d'un écoulement turbulent (fig. 1, 2, 3).

(*) La thèse de J. Valembois n'était pas connue de l'auteur lors de la rédaction de cet article.

On peut donc penser qu'en raisonnant sur un écoulement laminaire, puis sur un écoulement turbulent, on obtiendra les limites extrêmes entre lesquelles doit se situer l'écoulement réel. En combinant le régime laminaire et le régime turbulent, on doit pouvoir trouver une loi empirique ajustable aux données de l'observation d'abord sur modèle puis sur l'homme (fig. 4).

a) *Balayage d'un espace mort cylindrique par le gaz alvéolaire en régime laminaire.*

Le profil des elongations est une surface d'égale concentration puisqu'il comprend des particules sorties de l'espace alvéolaire au même moment (fig. 5).

Ce profil est un parabololoïde défini en coordonnées cylindriques par :

$$h = l \left(1 - \frac{r^2}{r_0^2} \right) \quad (2)$$

et dont le volume est : $(1/2) \pi r_0^2 l$.

Il contient donc du gaz sorti de l'espace alvéolaire quand le volume expiré était :

$$V = \frac{1}{2} \pi r_0^2 l$$

En combinant avec (1) on trouve :

$$F = \alpha \left[1 - \beta q + \beta \frac{V}{V_T} - \frac{1}{2} \frac{\beta}{V_T} \pi \frac{r_0^4}{r_0^2 - r^2} h \right] \quad (3)$$

expression qui donne la concentration F en CO_2 dans l'espace mort pour les points de coordonnées h et r lorsqu'un volume V est expiré.

Dans ce raisonnement comme dans ce qui suit, on néglige les variations de température et les variations de la pression totale dues aux pertes de charge, toutes deux très faibles, et l'on considère le gaz comme un fluide isovolume.

A partir des expressions (1) et (3) on peut calculer :

Y_1 : volume du CO_2 rejeté des alvéoles;

Y_2 : volume de CO_2 présent dans l'espace mort;

Y : volume de CO_2 rejeté hors de l'espace mort pour un volume expiré V :

$$Y = Y_1 - Y_2$$

En dérivant Y par rapport au volume, on aura la concentration instantanée de CO_2 à la sortie de l'espace mort.

$$dY_1 = F dV$$

En intégrant de 0 à V , on a Y_1 , volume de CO_2 rejeté de l'espace mort pour un volume expiré V :

$$Y_1 = \alpha (1 - \beta q) V + \frac{1}{2} \frac{\alpha \beta}{V_T} V^2 \quad (4)$$

Pour avoir Y_2 on part du CO_2 contenu dans un élément de volume annulaire u , de longueur dh et d'épaisseur dr :

$$F 2 \pi r dr dh$$

En intégrant suivant les génératrices et suivant

4/ Profils délimitant des volumes égaux en régime laminaire (Poiseuille) et en régime turbulent (Prandtl).

5/ Surface d'égale concentration en régime laminaire.

6/ Surface d'égale concentration sortant hors de l'espace mort.

7/

7/ Surfaces d'égale concentration.
— en haut l'espace mort étant primitivement rempli d'air atmosphérique;
— en bas l'espace mort étant primitivement rempli par le gaz laissé par l'inspiration précédente.
Les volumes figurés par des hachures sont égaux.

8/ Evolution théorique de P_{CO_2} à la bouche en fonction du volume expiré en régime laminaire et en régime turbulent. Diagramme en coordonnées réduites, en prenant pour unité de volume le volume de l'espace mort V_D et pour unité de pression la pression moyenne de CO_2 alvéolaire P_{ACO_2} du cycle considéré.

8/

le rayon (fig. 6) et en groupant les termes pour ne faire apparaître que des volumes, on a :

$$Y_2 = \alpha \left(1 - \beta q + \beta \frac{V}{V_T} \right) V_D \left(1 - \frac{V_D}{4V} \right) - \frac{\alpha \beta}{4 V_T} V_D^2 \left(\text{Log} \frac{2V}{V_D} + \frac{1}{2} \right) \quad (5)$$

V_D étant le volume de l'espace mort.

En écrivant $Y = Y_1 - Y_2$ on a :

$$Y = \alpha \left\{ \begin{aligned} & V - V_D + \frac{V_D^2}{4V} + \beta \times \\ & \left[\begin{aligned} & q \left(-V + V_D - \frac{V_D^2}{4V} \right) \\ & + \frac{4V^2 - 8V_D V + 3V_D^2}{8V_T} \\ & + \frac{V_D^2}{4V_T} \text{Log} \frac{2V}{V_D} \end{aligned} \right] \end{aligned} \right\} \quad (6)$$

expression qui donne le volume de CO_2 rejeté hors de l'espace mort pour un volume expiré V .

Si l'on admet qu'à la sortie de l'espace mort, les veines gazeuses se mélangent (ce qui paraît vraisemblable au passage des arcades dentaires et des lèvres) on a la concentration instantanée en CO_2 en dérivant par rapport au volume :

$$X = \frac{dY}{dV} = \alpha \left\{ \begin{aligned} & 1 - \frac{V_D^2}{4V^2} + \beta \times \\ & \left[\begin{aligned} & \frac{V - V_D}{V_T} - \frac{V_D^2}{4V_T V} \\ & - q \left(1 - \frac{V_D^2}{4V^2} \right) \end{aligned} \right] \end{aligned} \right\} \quad (7)$$

Les expressions (6) et (7) étant valables pour :

$$V > \frac{1}{2} V_D$$

Il est commode de n'avoir que des termes sans dimension en prenant pour unité de volume celui de l'espace mort V_D et pour unité de concentration la concentration alvéolaire moyenne α . On pose :

$$\frac{X}{\alpha} = x \quad \frac{V}{V_D} = v \quad \frac{V_T}{V_D} = u$$

Comme les volumes fractionnels sont, dans les conditions où l'on s'est placé, proportionnels aux pressions partielles, on a :

$$x = \frac{P_{ECO_2}}{P_{ACO_2}} = \left[1 - \beta q + \beta \frac{v-1}{u} \right] - \left[(1 - \beta q) \frac{1}{4v^2} + \frac{\beta}{u} \frac{1}{4v} \right] \quad (8)$$

après avoir réarrangé les termes de façon à faire apparaître leur signification physique.

Le premier terme exprime la concentration qui se trouverait réalisée si l'espace mort était balayé comme un cylindre par un piston. Le deuxième terme, qui tendrait vers zéro si le volume expiré pouvait augmenter indéfiniment, exprime l'effet de dilution du gaz alvéolaire par l'air atmosphérique contenu dans l'espace mort et progressivement balayé.

Dans ce qui précède, on a supposé l'espace mort occupé par de l'air atmosphérique au début de l'expiration comme s'il avait été complètement balayé par l'inspiration précédente.

En réalité, il n'en n'est pas ainsi, le début de l'ex-

piration trouvant un espace mort contenant un mélange d'air atmosphérique et de gaz alvéolaire.

Si l'on considère la respiration comme un phénomène périodique, les cycles successifs étant identiques et un état stationnaire étant atteint, il est facile de montrer que les surfaces d'égale concentration ont une forme moins simple et sont constituées de portions de paraboloïdes, mais que des surfaces correspondantes délimitent des volumes égaux (fig. 7), de sorte que l'expression (8) reste valable.

On peut d'autre part remarquer que dans l'expression (8) n'apparaissent que des volumes et que la forme de l'espace mort ne figure pas. Il en résulte, les volumes étant additifs, que plusieurs espaces morts en série doivent se balayer comme un espace mort cylindrique unique dont le volume serait la somme des volumes de ses constituants, cela si l'on néglige ce qui se passe à leur raccordement que l'on peut supposer très adouci.

On peut donc penser que les voies aériennes réelles formées de portions de diamètre inégal ne doivent pas se comporter d'une façon très différente d'un cylindre unique. L'hypothèse simplificatrice admise qui assimile les voies aériennes à un cylindre unique apparaît donc comme une approximation moins grossière que l'on pourrait le penser *a priori*.

b) Balayage d'un espace mort cylindrique par le gaz alvéolaire en régime turbulent.

On admet comme profil des elongations (ou des vitesses puisqu'on est en régime permanent) celui donné par la loi de Prandtl :

$$U = U_{\max.} \left(\frac{r_0 - r}{r_0} \right)^n \quad \text{avec } n = \frac{1}{7}$$

et une vitesse de débit U_q .

$$\frac{U_q}{U_{\max.}} = \frac{2}{(n+1)(n+2)} = \lambda$$

Le calcul, conduit comme dans le cas du régime laminaire, aboutit à l'expression :

$$x = \left\{ 1 - \beta q + \beta \frac{v-1}{u} \right\} - \left\{ (1 - \beta q) \left[\begin{array}{l} (n+2) \left(\frac{\lambda}{v} \right)^{1+(1/n)} \\ - (n+1) \left(\frac{\lambda}{v} \right)^{1+(2/n)} \end{array} \right] + \frac{\beta}{u} \left[\begin{array}{l} \frac{2n}{n+1} \left(\frac{\lambda}{v} \right)^{1/n} \\ - \frac{n}{n+2} \left(\frac{\lambda}{v} \right)^{2/n} \end{array} \right] \right\} \quad (9)$$

Pour : $v > \lambda$

Les deux termes ont la même signification physique que ceux de l'expression (8).

La figure 8 montre comment on peut se représenter soit en régime laminaire, soit en régime turbulent, l'évolution du rapport $x = (P_{\text{ECO}_2} / \bar{P}_{\text{ACO}_2})$ en fonction du volume expiré.

On voit que si le régime d'écoulement réel est proche du régime turbulent, on trouvera $x = 1$ pour un volume expiré de l'ordre du triple du volume mort, volume qui est atteint et dépassé dans la

respiration de repos pour la plupart des cycles chez les sujets normaux. Il sera donc possible dans ce cas de déterminer la pression alvéolaire moyenne de gaz carbonique à partir de la pression de ce gaz dans le gaz expiré.

Par contre, si le régime réel est proche du régime laminaire, la pression de gaz carbonique dans le gaz expiré reste au-dessous de sa valeur moyenne dans le gaz alvéolaire pendant la totalité de l'expiration pour des cycles d'une amplitude habituelle.

Expérimentation sur modèle

Le modèle (fig. 9 et 10) est constitué d'une cuve contenant de l'eau maintenue par thermostat à 37 °C et un volume d'air comparable au volume alvéolaire; une turbine assure l'homogénéité du mélange gazeux et un bon contact entre l'eau et l'air.

Une pompe à vitesse et à cylindrée réglables fait varier le volume de la cuve d'une façon comparable à celle des mouvements respiratoires.

Un espace mort de 180 cm³ dont le raccordement est très soigneusement adouci, relie la cuve à l'atmosphère.

9/ Représentation schématique du modèle utilisé.

10/ Vue du modèle utilisé.

11/ Observation en Lissajous sur oscilloscope cathodique, de l'enregistrement du volume expiré par intégration du signal du pneumotachographe. Vérification de linéarité et d'absence de déphasage, calibrage.

Les volumes de gaz déplacés sont mesurés par un pneumotachographe (Fleisch) dont la perte de charge est négligeable, relié à un manomètre différentiel à strain-gauge (Statham); le signal de débit est intégré par un circuit Miller (amplificateur opérationnel pour calcul analogique S.E.A.) qui fournit une tension proportionnelle au volume expiré.

La chaîne de mesure est calibrée par comparaison avec le volume déplacé par le piston repéré par un potentiomètre solidaire de ses déplacements (fig. 11). La chaîne de mesure est la même que celle utilisée chez l'Homme, montée sur une pièce buccale.

Un circuit de comparaison détermine à chaque cycle le moment où le volume expiré atteint une valeur choisie pour effectuer un prélèvement de gaz expiré quasi-instantané ($1/10$ s) (fig. 12).

Le cylindre de prélèvement piloté par la chaîne de mesure de volume est actionné par l'air comprimé, il envoie l'échantillon de gaz expiré prélevé dans un analyseur infra-rouge rapide et renvoie dans la pièce buccale l'échantillon analysé au cycle précédent de manière à ne pas fausser la mesure des volumes. Un chauffage convenable évite la condensation de vapeur d'eau (fig. 13 et 14).

Le dispositif de prélèvement instantané à volume prédéterminé devant fonctionner chez l'Homme dont la respiration n'a pas la régularité du modèle mécanique, un circuit d'interdiction (fig. 15) empêche un prélèvement intempestif d'avoir lieu si l'ex-

12/ Circuit utilisé pour la mesure du volume expiré et la commande du prélèvement d'un échantillon de gaz expiré à analyser pour un volume expiré $V = V_p$, V_p étant affiché à l'avance.

13/

14/

15/

13/ Pompe de prélèvement. Le cylindre supérieur aspire un échantillon de gaz expiré et l'envoie dans l'analyseur. Le cylindre inférieur reprend l'échantillon à la sortie de l'analyseur et le renvoie dans la pièce buccale. L'air comprimé est admis sous la face inférieure du piston supérieur et fournit la force motrice.

14/ Cylindre de prélèvement réchauffé par un sèche-cheveux pour éviter la condensation de la vapeur d'eau contenue dans le gaz expiré.

15/ Circuit de sécurité empêchant le prélèvement de gaz au cours d'une expiration incomplète.

16/ Essai sur modèle. Pression de CO_2 en fonction du volume expiré figuré entre les deux limites théoriquement prévues. Diagramme en coordonnées réduites comme figure 8. Régime voisin de la respiration de repos chez l'Homme.

16/

piration n'a pas été précédée d'une inspiration d'amplitude normale.

Une partie de ces dispositions est évidemment inutile lorsqu'il s'agit du modèle, mais on a voulu utiliser des moyens de prélèvement et de mesure identiques sur le modèle et sur l'Homme.

Une expérimentation antérieure permet de considérer le modèle comme représentatif de l'Homme. Il en diffère cependant volontairement sur un point, le gaz carbonique n'est injecté dans la cuve que pendant l'inspiration, une came calée sur l'arbre de la pompe interrompant l'arrivée du gaz pendant l'expiration. La concentration en CO_2 est ainsi constante dans la cuve simulant l'espace alvéolaire pendant toute l'expiration, elle est mesurée par le même analyseur et comparée à celle du prélèvement du gaz expiré effectué pour une valeur définie du volume expiré. En faisant varier cette valeur prédéterminée, on peut construire par points la courbe de concentration du CO_2 dans le gaz expiré en fonction du volume (fig. 16, 17).

On constate que pour des fréquences et des volu-

17/ Essai sur modèle. Même légende que figure 16, mais régime respiratoire correspondant à un volume expiré plus important que celui de l'Homme au repos.

mes déplacés comparables à ceux de la respiration de l'Homme au repos, la courbe de concentration (ou de pression partielle) observée se situe entre les limites théoriquement prévues correspondant au régime laminaire et au régime turbulent.

La courbe observée sur le modèle comporte évidemment une asymptote horizontale, puisque, à la différence de ce qui a lieu chez l'Homme, la composition du gaz alvéolaire est constante pendant l'expiration.

Les courbes limites ont donc été tracées en faisant $\beta = 0$ dans les équations (8) et (9).

Expérimentation sur l'Homme

L'expérimentation sur l'Homme au cours de la respiration de repos fournit des courbes de $P_{E\text{CO}_2}$ en fonction du volume expiré, qualitativement très comparables à celles observées sur le modèle (fig. 18 et 19).

On peut se proposer de décrire cette courbe par une équation empirique composée à partir de celles décrivant le régime laminaire et le régime turbulent.

Si $x = g(v)$ est l'équation en régime laminaire et $y = b(v)$ celle en régime turbulent, on peut se proposer d'ajuster aux observations une équation composite telle que :

$$z = \mu x + (1 - \mu) y$$

avec :

$$\mu = \varphi(v)$$

On s'est astreint à ce que la courbe empirique ne comporte que quatre paramètres en raison d'observations antérieures.

On trouve en effet dans la littérature des courbes

empiriques de forme polynomiale et l'analyse de variance montre que l'ajustement n'est pas statistiquement meilleur au-delà de l'équation à quatre paramètres.

Comme les équations $g(v)$ et $b(v)$ contiennent déjà deux paramètres, il en reste deux pour $\varphi(v)$.

On obtient un ajustement excellent pour toutes les valeurs de v ayant un intérêt physiologique en prenant :

$$\varphi(v) = \frac{Ae^{-B^2v^2}}{1 + Ae^{-B^2v^2}}$$

Si l'on peut observer une branche de courbe d'allure suffisamment asymptotique, on peut estimer à partir des observations les quatre paramètres β, q, A, B .

Il est remarquable de constater que cette courbe s'ajuste aussi bien aux observations sur l'Homme qu'à celles sur modèle. On est donc conduit à admettre que les hypothèses simplificatrices admises sont beaucoup moins grossières quant à leurs conséquences qu'il pourrait y paraître.

Les observations précédentes conduisent à penser que $P_{E\text{CO}_2} = \bar{P}_{A\text{CO}_2}$ pour $V = 3 V_D$, ce qui conduit à une détermination de $\bar{P}_{A\text{CO}_2}$ pratiquement réalisable par un prélèvement de gaz expiré en un point bien défini de l'expiration.

Vérification indirecte

Ainsi, on s'est occupé du régime d'écoulement dans les voies aériennes pour en tirer des conclusions sur la composition du gaz expiré, mais inversement, l'étude de la composition du gaz expiré semble être actuellement le seul moyen d'aborder le régime d'écoulement dans les voies aériennes.

18/ Observation sur l'Homme. Pression de CO_2 dans le gaz expiré en fonction du volume expiré. Diagramme en coordonnées réduites comme sur figure 8.

19/ Observation sur l'Homme. Pression de CO_2 dans le gaz expiré en fonction du volume expiré. Diagramme en coordonnées réduites comme sur figure 8.

20/ Enregistrement sur oscilloscope cathodique de l'analyse instantanée du gaz expiré au spectromètre de masse. En abscisse, le volume expiré; en ordonnée $P_{E\text{CO}_2}$ et $P_{E\text{O}_2}$.

Toutefois, cet abord est très indirect et repose sur la conception que l'on se fait des échanges gazeux pulmonaires basés elle-même sur de nombreuses hypothèses qui n'ont fait l'objet que de vérifications indirectes. Il n'est donc pas superflu de chercher s'il n'existe pas d'autres recoupements.

Or, le raisonnement pour le CO_2 dans le gaz expiré peut s'appliquer à l'oxygène avec certaines réserves sur lesquelles on ne peut s'étendre ici (*).

On est conduit théoriquement à prévoir que le rejet de CO_2 et l'absorption de CO_2 n'évoluent pas de façon parallèle dans le temps et que de ce fait, le quotient respiratoire instantané $R = (V_{\text{CO}_2}/V_{\text{O}_2})$ (rapport en volume du CO_2 produit à l'oxygène consommé pendant le même temps) varie au cours du cycle respiratoire.

On démontre facilement que le quotient respiratoire moyen calculé sur la totalité du gaz expiré pendant un cycle, doit être, par définition, égal au quotient respiratoire alvéolaire moyen de ce même cycle calculé sur les valeurs moyennes de $P_{A\text{O}_2}$ et $P_{A\text{CO}_2}$.

Il en résulte que si l'on estime correctement $P_{A\text{CO}_2}$ et $P_{A\text{O}_2}$ à partir du gaz expiré, on doit en déduire une valeur du quotient respiratoire égale à celle du quotient respiratoire moyen calculé sur les valeurs moyennes $\bar{P}_{E\text{O}_2}$ et $\bar{P}_{E\text{CO}_2}$ du gaz expiré du même cycle (**).

Cette vérification peut être faite à partir de l'analyse continue instantanée du gaz expiré au spectromètre de masse.

(*) Très brièvement, ces réserves résultent du fait que l'inégalité de composition topographique du gaz alvéolaire a des conséquences plus difficiles à prévoir pour l'oxygène que pour le CO_2 .

(**) Ceci résulte du fait, qui peut être facilement démontré, que l'on ne change pas la valeur du quotient respiratoire en mélangeant au gaz alvéolaire ou au gaz expiré une quantité quelconque de gaz inspiré. Or, le gaz expiré peut être considéré comme un mélange de gaz alvéolaire et de gaz de l'espace mort qui est de l'air inspiré.

21/ Représentation sur un diagramme de FENN $P_{\text{O}_2}/P_{\text{CO}_2}$ des données de la figure 20. La droite en trait plein est le lieu des points ayant un quotient respiratoire égal au quotient respiratoire moyen du cycle considéré. La courbe figure les valeurs successives de P_{O_2} et P_{CO_2} au cours de l'expiration.

On enregistre de façon continue sur oscilloscope cathodique $P_{E\text{O}_2}$ et $P_{E\text{CO}_2}$ en fonction du volume expiré (fig. 20) et il est commode de porter le résultat sur un diagramme $P_{\text{O}_2} - P_{\text{CO}_2}$ de Fenn (*).

On démontre que tous les points correspondant à une même valeur du quotient respiratoire sont alignés sur une même droite dont on connaît facilement deux points I et E. Le point I correspond au gaz inspiré, le point E au gaz expiré moyen, on obtient ses coordonnées $\bar{P}_{E\text{O}_2}$ et $\bar{P}_{E\text{CO}_2}$ en intégrant au planimètre les valeurs instantanées $P_{E\text{O}_2}$ et $P_{E\text{CO}_2}$ en fonction du volume expiré.

Si le point alvéolaire moyen A de coordonnées $\bar{P}_{A\text{O}_2}$ et $\bar{P}_{A\text{CO}_2}$ est correctement estimé, il doit se trouver sur cette droite.

Le quotient respiratoire instantané au cours de l'expiration dessine d'autre part une courbe (fig. 21), on doit donc trouver le point A à l'intersection de cette courbe et de la droite IE.

Si A est le point alvéolaire moyen, on démontre facilement qu'entre le volume mort V_D et le volume courant V_T on a :

$$V_D = V_T \frac{IA - IE}{IA}$$

La vérification consiste donc à constater que la courbe de quotient respiratoire instantané coupe bien la droite IE en un point A correspondant à un volume expiré $V = 3 V_D$. C'est ce que montre l'expérience avec une très bonne approximation.

(*) On peut porter sur un diagramme $P_{\text{O}_2} - P_{\text{CO}_2}$ toutes les compositions possibles de gaz respiratoires si on regarde ces gaz comme un mélange d'azote, d'oxygène et de gaz carbonique saturé de vapeur d'eau à 37 °C dont la pression de vapeur est 47 mm Hg et dont la pression totale est égale à la pression atmosphérique P_{B_2} si l'on néglige la perte de charge dans les voies aériennes. On peut alors écrire :

$$P_{N_2} + P_{O_2} + P_{CO_2} + 47 = P_B$$

Si l'on connaît P_{O_2} et P_{CO_2} on a P_{N_2} par différence et la composition du mélange gazeux est donc définie.

Conclusion

1. Des considérations théoriques donnent à penser que l'écoulement des gaz dans les voies aériennes se fait suivant un régime qualitativement intermédiaire entre le régime laminaire et le régime turbulent.

2. L'expérimentation sur modèle permet, à partir de cette hypothèse, de prévoir l'évolution de la composition du gaz expiré par le modèle dans des

conditions plus simples et mieux définies que chez l'Homme.

3. L'expérimentation chez l'Homme montre que les pressions partielles instantanées de l'oxygène et du gaz carbonique $P_{A_{O_2}}$ et $P_{A_{CO_2}}$ ainsi que le quotient respiratoire instantané $R = (V_{CO_2}/V_{O_2})$ évoluent en fonction du gaz expiré, comme on peut le prévoir à partir de ce régime d'écoulement.

4. En l'absence de toute possibilité directe d'étude du régime d'écoulement du gaz dans les voies aériennes, ces études indirectes permettent de déterminer les caractéristiques de ce régime.

Discussion

Président : M. BARGETON

M. BARGETON dit, en conclusion, qu'il ne connaît pas d'autre moyen que celui dont il a parlé, pour déterminer le régime d'écoulement des gaz dans les voies aériennes de l'homme. Si les aérodynamiciens pouvaient, soit prévoir théoriquement ce régime d'écoulement à partir de la mécanique des fluides, soit étudier expérimentalement ce qu'est l'écoulement réel, la physiologie ferait un grand pas.

Afin de faire une comparaison entre l'écoulement de l'air et l'écoulement du sang, M. BARGETON fait projeter les figures 1 et 2 qui montrent l'écoulement du sang dans une aorte en régime pulsatile.

Contrairement à ce que l'on pouvait penser au premier abord, les phénomènes de viscosité ne sont pas plus à négliger dans l'air que dans le sang parce que la densité de l'air est très faible et que la viscosité cinématique de l'air est plus élevée que celle du sang.

La figure 1 montre les profils d'élongation qui ont été obtenus sur des aortes de chiens. On voit que, suivant les moments, on a un profil presque parabolique qui s'aplatit et qui donne de petites cornes.

Sur la figure 2, ce sont d'autres représentations qui montrent le même phénomène.

M. VALEMBOIS indique que, si le phénomène peut être assimilé à un écoulement laminaire oscillatoire alternatif, ce type d'écoulement est parfaitement connu depuis de nombreuses années (on peut par exemple voir l'historique du problème dans sa thèse, soutenue en 1945 et publiée en 1948 sous le titre : « La Mesure des pressions variables », Hermann éd.). En pratique, on connaît bien l'écoulement laminaire oscillatoire d'un fluide incompressible en régime établi et en régime transitoire dans un tube circulaire long. (Des solutions existent aussi pour des écoulements entre deux plans).

Pour un écoulement créé par une différence de pression sinusoïdale de pulsation ω , la répartition des vitesses (en amplitude et phase) dépend du nombre $y_0 = R\sqrt{\omega/\nu}$ où R est le rayon du tube, et ν la viscosité cinématique du fluide. Pour de faibles valeurs de y_0 , la répartition est parabolique, tandis que pour les grandes valeurs de y_0 tout le fluide oscille en bloc, avec cependant une légère survitesse au voisinage des parois.

M. BARGETON a, sur le conseil de M. FORTIER, consulté la thèse de M. CLARION dans laquelle il a vu que les équations aux dérivées partielles de Navier et Stokes étaient, dans le cas présent, impossibles à résoudre et que l'on pouvait simplement les discuter.

M. VALEMBOIS pense qu'ici le problème est compliqué par les phénomènes qui se passent à l'entrée des alvéoles.

M. BARGETON ne croit pas que ce dernier point pose de graves problèmes parce que l'entrée se fait, en réalité, par une quantité de petits trous.

Il serait heureux de posséder un exemplaire de la thèse de M. VALEMBOIS, car il pense y trouver une solution rationnelle.

Sur des questions de M. BARGETON, M. VALEMBOIS précise que :

- ce type d'écoulement ne fait pas intervenir l'influence de la gravité, car les oscillations du fluide sont dues aux différences de pression imposées, et le fait que le fluide soit pesant n'intervient pas quand il s'agit d'un écoulement en charge. Le fluide a son inertie propre, mais la gravité n'intervient pas,
- ce sont les forces d'inertie qui modifient le profil de vitesses, et elles sont prises en compte,
- le problème est traitable si l'on admet que la loi du mouvement n'est pas une loi sinusoïdale, car le phénomène est linéaire. On peut par exemple, pour un phénomène périodique, le décomposer en série de Fourier et

1/ A. Profils des vitesses par intervalles de 15° de l'écoulement d'un fluide visqueux et inerte dans un tube soumis à une différence de pression $\cos \omega t$.

Ici $\alpha = R\sqrt{\omega/\nu} = 3,34$. Noter que le changement de sens de l'écoulement commence par les couches proches de la paroi. Comme il s'agit d'un mouvement sinusoïdal, on n'a figuré que la première moitié de la période; la seconde se déduirait par changement de signe.

B. Même figure pour une fréquence double de celle en A ($\alpha = 4,72$); amplitude et phase de la différence de pression, les mêmes qu'en A, C et D. L'augmentation de α se traduit par un aplatissement du profil dans la région centrale, une diminution de l'amplitude du déplacement et de l'inversion de sens au voisinage de la paroi.

C. Même figure pour le 3^e harmonique ($\alpha = 5,78$).

D. Même figure pour le 4^e harmonique ($\alpha = 6,67$); les effets de l'augmentation ou fréquence sont encore plus accentués. La partie centrale du fluide tend à se déplacer en bloc (J. F. HALE, D. A. McDONALD, et J. R. WOMERSLEY, « Velocity profiles of oscillatory arterial flow with some calculations of viscous drag and the Reynolds number », *J. Physiol.*, 128, 629-40, 1955. Cité par D. A. McDONALD, « Blood flow in arteries », Edward Arnold, publ., London, 1960).

2/ Profils des vitesses calculés à partir du gradient de pression mesuré dans l'artère fémorale du chien. Les 4 premiers harmoniques pour les mêmes valeurs de α que dans la figure 1 sont additionnés avec une parabole (vitesse suivant l'axe 30 cm/s) représentant la composante continue de l'écoulement. Le maximum de vitesse antérograde se trouve sur l'axe où les différents harmoniques sont en phase. Le maximum de vitesse rétrograde se trouve pour 180° à

une distance de l'axe égale à 30 ou 40 % du rayon. On voit nettement que le renversement de sens de l'écoulement débute au voisinage de la paroi (HALE et coll., *loc. cit.* fig. 1).

ajouter les solutions correspondant aux divers harmoniques.

M. BONNIN ajoute que, dans le circuit respiratoire, il y a un certain nombre de bifurcations qui occasionnent, même en écoulement laminaire, des pertes de charge quadratique. La loi globale des pertes de charge est plus complexe et celles-ci, localisées, sont des occasions de mélange du gaz.

M. BARGETON ne croit pas que cela joue un rôle très important car les branchements se font très près des alvéoles et que, par conséquent, ils peuvent presque être considérés comme appartenant à l'espace alvéolaire. La plus grande partie du volume mort se trouve au-delà des zones de branchement.

On a remarqué que, dans la respiration de repos, la composante quadratique est extrêmement faible et que l'on pouvait la négliger, ce qui ne serait pas vrai lorsque la respiration est rapide.

M. CHAPOUTHIER pense qu'il n'est pas nécessaire qu'il y ait des bifurcations et que l'on obtient aussi des lois quadratiques si l'on renonce à l'hypothèse de la cylindricité parfaite du tube, car la succession d'élargissements et de rétrécissements occasionne aussi des pertes de charge quadratiques et qui, par suite, se rapprochent de la turbulence.

M. PAVLIN fait le commentaire ci-dessous :

De cette confrontation entre les médecins et les hydrauliciens, il ressort que seuls les premiers ont présenté les types de problèmes hydrodynamiques auxquels ils se heurtent en

espérant que les seconds sauront leur apporter leurs lumières. Si ces derniers sont restés pratiquement muets, ce n'est certainement pas parce qu'ils se désintéressent du sujet, mais bien plutôt parce qu'ils se rendent compte qu'il ne s'agit pas là d'un problème simple. Néanmoins, l'hydraulique a des méthodes et des moyens qui peuvent utilement être mis en œuvre dans le domaine des écoulements hémodynamiques.

« Dans ce même esprit d'information nous désirons poursuivre le dialogue en présentant quelques aperçus d'une technique assez nouvelle en mécanique des fluides, du moins quant à son emploi, je veux parler de l'amplification fluide.

« En quoi consiste l'amplification fluide? C'est à peu près l'homologue de l'électronique appliquée aux fluides. Les amplificateurs fluides sont des appareils entièrement statiques, sans pièces mobiles, sans valves ni clapets, qui n'utilisent pour leur fonctionnement que les propriétés dynamiques des fluides eux-mêmes.

« Ces appareils, qui fonctionnent aussi bien avec les liquides qu'avec les gaz, sont à même de réaliser des aiguillages permettant d'orienter un écoulement dans telle ou telle voie en fonction d'un signal transmis par le fluide lui-même. Ils permettent de réaliser des pompes sans clapets ni pièces mobiles. Ils peuvent même réaliser de véritables calculateurs élaborant des ordres en fonction de diverses informations reçues. Leur rapidité de réponse est tout à fait suffisante pour s'adapter aux fréquences requises en cardiologie.

« Il serait trop long d'entrer dans le détail de leur dessin et de leur fonctionnement; aussi nous nous contenterons de présenter une toute première application de ces appareils dans le domaine médical. Il s'agit pour l'instant d'un respirateur artificiel. »

M. PAVLIN fait projeter un film.

« L'appareil fonctionne avec un gaz, mais vous avez vu qu'il fonctionne aussi avec un liquide, ce qui le rapproche de nos préoccupations d'aujourd'hui. Par ailleurs, les laboratoires de l'Armée Américaine ont utilisé ce type d'appareil pour réaliser un cœur artificiel.

« D'une manière générale, nous pensons que la technique des amplificateurs fluides pourrait présenter un intérêt pour l'assistance des fonctions circulatoires parce qu'ils sont susceptibles de fonctionner dans le milieu même et avec les fluides intéressés et que l'absence de pièces mobiles en fait des organes d'une sûreté absolue.

« Dans un premier temps, on peut songer à les utiliser comme un simple moyen expérimental externe pour réaliser des pompes ou des pulseurs par exemple. A la limite, on pourrait aller jusqu'à imaginer un emploi direct *in situ*, ce qui aurait peut-être pour effet de réduire l'intensité du coup de bélier lors de l'ondée sanguine.

« Ces appareils ne sont pas commercialisés, car ils sont encore eux-mêmes au stade expérimental, mais ils paraissent présenter suffisamment de promesses pour que l'on s'y intéresse.

« Les personnes intéressées par le respirateur pourront se reporter à une conférence présentée par les Dr ISRAEL et GILBERT à la Société de Pathologie respiratoire et qui doit être prochainement publiée. »

Brusque changement du système de conduction après intervention pour correction d'une insuffisance mitrale. Ce changement qui apparaît à la troisième systole s'accompagne d'une modification importante de la pression ventriculaire gauche (VG) et, par voie de conséquence, de la tension artérielle (TA).

(Enregistrement obtenu au Centre de Chirurgie cardio-vasculaire « Paul SANTY », à Lyon, sur appareil Hellige.)