

EOLE: un système de contrôle automatique de pO_2 et de pCO_2 en ventilation assistée

M. H. Giard F. Perrin P. Bouchet D. Robert J. Pernier

INSERM C.E.M.I., 16 Avenue du Doyen Lépine, 69500 Bron, France

Résumé—EOLE est un système permettant, chez les malades ventilés artificiellement, le contrôle des concentrations gazeuses d' O_2 et de CO_2 au niveau des gaz inspirés, alvéolaires ou expirés moyens. Le système est formé d'un respirateur piloté par un micro-ordinateur à partir des informations provenant du respirateur et de capteurs. Le CO_2 nécessaire est obtenu par recyclage des gaz expirés au travers d'un sac étanche. Deux valves mélangeuses l'une située entre le sac et l'entrée du respirateur, l'autre sur l'arrivée d'oxygène pur, permettent d'obtenir un mélange d'air, de gaz expirés moyens du sac et d'oxygène pur. Le pilotage de ces vannes est effectué, à chaque cycle respiratoire, par le micro-ordinateur au moyen d'un algorithme d'asservissement non linéaire tenant compte des consignes demandées et des mesures effectuées. La précision est de 4% et le temps d'établissement d'une nouvelle consigne de l'ordre de trois minutes.

Mots clés—Micro-ordinateur, Système de commande automatique, Ventilation artificielle

Abstract—EOLE is an apparatus for the automatic control of the O_2 and CO_2 concentrations in the inspiratory, alveolar or mean expiratory gases in artificially ventilated patients. It is composed of an artificial commercial ventilator controlled by a microcomputer, itself receiving information from the ventilator and from sensors. To obtain CO_2 , the expired gases are recycled through a bag. The gas composition in O_2 and CO_2 is controlled by two mixing valves. One commands the influx of pure oxygen, the other the relative proportion of room air and of expired gases from the bag. At each respiratory cycle the two mixing valves are driven by the microcomputer, which executes a nonlinear feedback control algorithm taking into account O_2 and CO_2 measurements as well as the reference commands. The precision of O_2 and CO_2 is about 4% and the settling time after the imposition of a new reference command is of the order of 3 min

Keywords—Artificial ventilation, Feedback control system, Microcomputer

1 Introduction

EN VENTILATION assistée il existe certaines situations où il serait utile de pouvoir contrôler de façon précise les pressions partielles d'oxygène (pO_2) et de gaz carbonique (pCO_2) (ou ce qui revient au même, les fractions inspirées f_iO_2 et f_iCO_2). Par exemple lors du sevrage, c'est-à-dire lorsque l'on déconnecte le patient de son respirateur, on observe couramment une augmentation brutale de la pCO_2 du malade. Augmentation pouvant entraîner des accidents cardiovasculaires qui pourraient être évités par une augmentation progressive de la pCO_2 . Une autre situation est celle de certains patients hypoxiques qui bénéficieraient de volumes courants importants. On est cependant obligé de se limiter, car de trop grands

volumes courants entraînent, par hyperventilation, une baisse trop importante de la pCO_2 et consécutivement une alcalose respiratoire. Enfin, un système de contrôle de pCO_2 et de pO_2 est un outil de recherche intéressant car il permet d'isoler certains phénomènes. Par exemple, on peut évaluer l'effet de variations de paramètres mécaniques (volume, fréquence, débit, pressions ...) sur le système cardio-vasculaire (débit cardiaque, pressions sanguines ...) en n'ayant plus à se préoccuper de ce qui revient aux variations de pO_2 et de pCO_2 puisque ces quantités peuvent être maintenues à une valeur constante.

EOLE est un système permettant, chez les malades ventilés artificiellement, le contrôle des concentrations gazeuses inspirées, alvéolaires ou expirées d' O_2 et de CO_2 , ou éventuellement de la saturation en oxygène du sang sO_2 .

Plusieurs systèmes de contrôle automatique de pCO_2 ont été décrits dans la littérature. Certains ont été mis au point à des fins de recherche, fonctionnent

First received 9th October 1981 and in final form 20th April 1982

0140-0118/83/040503+06 \$02.00/0

© IFMBE: 1983

sur le sujet ou l'animal en autonomie respiratoire et utilisent soit une source de CO_2 externe (LAMBERTSEN et WENDEL, 1960; BELLVILLE *et al.*, 1968; HOLLOMAN *et al.*, 1968; SWANSON et BELLVILLE, 1974; CHAMBILLE *et al.*, 1975) soit un circuit fermé avec absorption du CO_2 par la chaux sodée (PEARCE, 1971). D'autres systèmes ont été mis au point pour l'anesthésie ou la réanimation et sont donc adaptés à la ventilation assistée. La plupart (FRUMIN et LEE, 1957; MITAMURA *et al.*, 1971; SCHULTZ *et al.*, 1975) fonctionnent en circuit ouvert sans source externe de CO_2 ; un autre système (COLES *et al.*, 1973) fonctionne en circuit fermé avec absorption du CO_2 par la chaux sodée. Tous ces dispositifs contrôlent la $p\text{CO}_2$ par ajustement de la ventilation du patient. Cette procédure élimine la possibilité d'obtenir des $p\text{CO}_2$ élevées et d'autre part impose des variations du régime ventilatoire.

Si l'on désire pouvoir administrer du CO_2 au patient il est nécessaire de disposer d'une source de CO_2 . Celle-ci peut être soit externe et pose alors des problèmes de coût et de manipulation de bouteilles lors des ventilations de longue durée, soit interne au système par réutilisation du CO_2 produit par le patient. Il serait par exemple possible d'ajouter un espace mort supplémentaire au patient. Mais, du fait de la variation de la concentration du CO_2 lors de l'expiration, ceci obligerait, pour pouvoir contrôler la $p\text{CO}_2$, à mesurer le CO_2 instantané ainsi que le débit instantané. Ce procédé entraînerait également une inhomogénéité du CO_2 inspiré et nécessiterait enfin la réalisation d'un espace mort variable pilotable électriquement. Dans le cas d'EOLE la méthode utilisée pour obtenir du gaz carbonique a consisté à recueillir les gaz expirés du patient dans un sac puis à

en recycler une partie variable. A chaque cycle respiratoire le pourcentage de gaz expirés pris dans le sac et le pourcentage d'oxygène pur sont calculés en temps réel à l'aide d'un micro-ordinateur à partir d'un algorithme de commande et des mesures de concentrations d' O_2 , de CO_2 et éventuellement de SO_2 .

2 Description du système

Le système est composé de trois sous-ensembles (Fig. 1): un sous-ensemble de ventilation (respirateur), un sous-ensemble de mesure des gaz et un sous-ensemble de contrôle (micro-ordinateur).

2.1 Le sous-ensemble ventilation

Il comprend un respirateur à soufflets (AV3, Philips) avec son circuit inspiratoire et son circuit expiratoire, auquel a été ajouté un sac de mélange (capacité 25 litres) muni de deux orifices dont l'un est branché sur la sortie des gaz expirés du respirateur et l'autre sur l'une des deux entrées d'une vanne à trois voies (vanne β). L'autre entrée de cette vanne est à l'air libre et sa sortie est branchée sur l'entrée d'air du respirateur. Pour éviter toute surpression à l'intérieur du sac, celui-ci est muni d'un clapet anti-retour. La vanne α qui contrôle l'arrivée d'oxygène pur dans le respirateur est identique à la vanne β . La position de ces deux vannes est contrôlée par des moteurs à asservissement de position de façon à pouvoir les piloter au moyen de tensions analogiques. Un échantillonneur de fin d'expiration (échantillonneur de Rahn) a été introduit sur le circuit d'expiration. Il permet de prélever les gaz servant aux mesures dans le cas où l'asservissement porte sur les gaz alvéolaires.

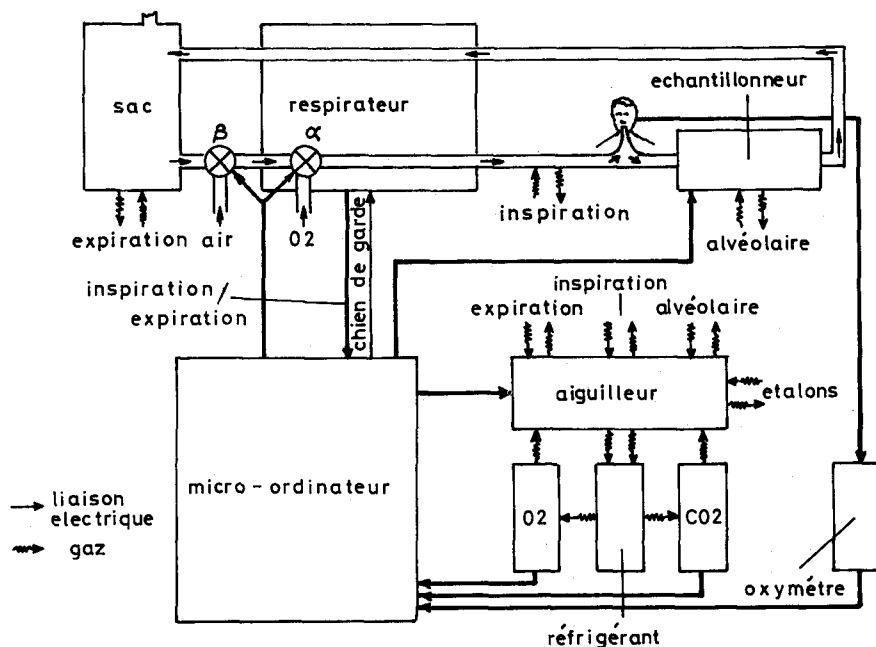


Fig. 1 Schéma synoptique du système EOLE

Cet échantillonneur est constitué par deux circuits parallèles, un circuit principal et un circuit de dérivation. L'entrée de chacun des deux circuits est contrôlée par une électro-vanne. Les flux inverses de gaz dans le circuit de dérivation sont interdits par un clapet anti-retour situé à sa sortie. Par commande des électrovannes on peut ainsi isoler dans la dérivation la partie des gaz expirés que l'on désire analyser.

2.2 Le sous-ensemble de mesure

Il se compose de cinq appareils, une boîte d'aiguillage qui permet au moyen d'électrovannes de choisir la provenance des gaz dont la concentration est à mesurer. Ceux-ci peuvent être soit des gaz d'étalonnage, soit des gaz inspirés, prélevés sur le circuit inspiratoire, soit des gaz 'alvéolaires' en provenance de l'échantillonneur, soit enfin des gaz expirés moyens prélevés dans le sac de mélange. En sortie de cet aiguilleur les gaz sont envoyés dans un réfrigérant de manière à éliminer la vapeur d'eau avant d'être analysés au moyen de deux analyseurs rapides: un analyseur d'O₂ (Beckman OM11) et un analyseur de CO₂ (COSMA, Rubis 3000). Pour qu'il n'y ait pas de pertes de volume, les gaz analysés sont réinjectés là où ils ont été prélevés. Enfin la mesure de sO₂ est effectuée au moyen d'un oxymètre à pièce d'oreille (Hewlett Packard 47201A).

2.3 Le sous-ensemble de contrôle

Il se présente sous la forme d'un ensemble électronique réalisé autour d'un micro-processeur (8080 INTEL) (Fig. 2). Son but est la réalisation physique de l'algorithme de commande des vannes α et β .

Les fonctions principales sont donc l'acquisition des mesures à partir des capteurs, le calcul de l'asservissement, la commande des vannes α et β . A ces trois fonctions il faut ajouter une fonction d'initialisation et une fonction de contrôle réalisées à partir de la face-avant de l'appareil. La fonction d'initialisation comporte le choix du site de prélèvement des gaz à analyser, l'étalonnage des mesures, la définition des consignes et des alarmes hautes et basses sur les mesures. La fonction de contrôle est réalisée par l'affichage en permanence des consignes et des mesures.

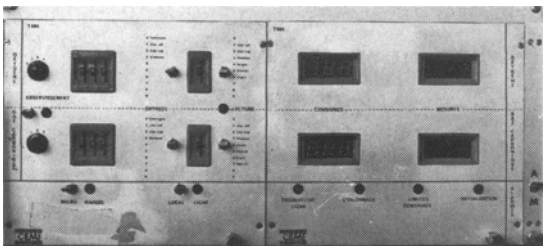


Fig. 2 Face avant du micro-ordinateur

Des fonctions secondaires telles que la mesure et l'affichage de la composition des gaz en provenance des autres sites de prélèvement, ou telles que la mesure et le calcul de l'espace mort anatomique sont également possibles à partir de la face-avant.

Enfin, l'appareil réalise une fonction de sécurité d'une part grâce à des alarmes visuelles et sonores déclenchées lors du dépassement des seuils d'alarmes sur les mesures et d'autre part au moyen d'un dispositif du type 'chien de garde' introduit dans la liaison respirateur-calculateur. Celui-ci est réalisé par l'envoi à partir du micro-ordinateur d'une impulsion périodique maintenant armé un circuit monostable situé dans le respirateur. Il est nécessaire que ce circuit soit dans l'état métastable pour que le respirateur prenne en compte les commandes envoyées par le micro-ordinateur aux vannes α et β . Le respirateur se trouve alors sous contrôle du micro-ordinateur. En cas de panne du micro-ordinateur le signal de sortie du circuit monostable retombe. Le respirateur passe alors en commande locale. Et les vannes α et β se positionnent alors suivant des réglages prédéfinis par des commandes manuelles situées sur la face-avant du respirateur. D'autre part, en fonctionnement normal, l'opérateur peut à tout instant demander que le respirateur soit en commande locale ou en commande contrôlée.

3 Caractéristiques du micro-ordinateur

3.1 Description du matériel

Ce système a été mis en place sur un micro-ordinateur MICROMEGAS construit au C.E.M.I. autour d'un processeur INTEL 8080 (RUBEL *et al.*, 1976). Micromégas est conçu de façon modulaire. Différentes cartes sont interconnectées par un bus banalisé à structure parallèle (Fig. 3). Il comprend:

- Une carte processeur réalisée autour d'un processeur INTEL 8080. Cette carte dispose d'un système d'interruptions hiérarchisé à huit niveaux. Le niveau 0 est réservé à l'initialisation du programme
- Une carte mémoire morte (REPRO) d'une capacité totale de 8 k octets. Cette carte contient le programme et les constantes
- Une carte mémoire vive (RAM) d'une capacité totale de 2 k octets. Ces mémoires contiennent les paramètres, les variables, et les résultats utilisés au cours du déroulement du programme
- Une carte horloge-entrées impulsives. Cette carte comprend une horloge temps réel programmable pilotée par un quartz. La valeur de la fréquence de cette horloge a été fixée à 250 ms. Chaque battement de l'horloge déclenche une interruption de programme. Cette même carte permet de traiter des signaux impulsifs provenant:

- de l'horloge du respirateur (un signal de

- début d'inspiration, un signal de début d'expiration)
- (ii) de clés de la face-avant qui ont pour fonction de déclencher, à la demande de l'opérateur, des mesures isolées de concentration d'oxygène et de gaz carbonique

- (ii) les électrovannes de l'échantillonneur
- (iii) des afficheurs lumineux des consignes et des mesures
- (iv) le 'chien de garde'
- (h) Deux cartes de commande des électrovannes de

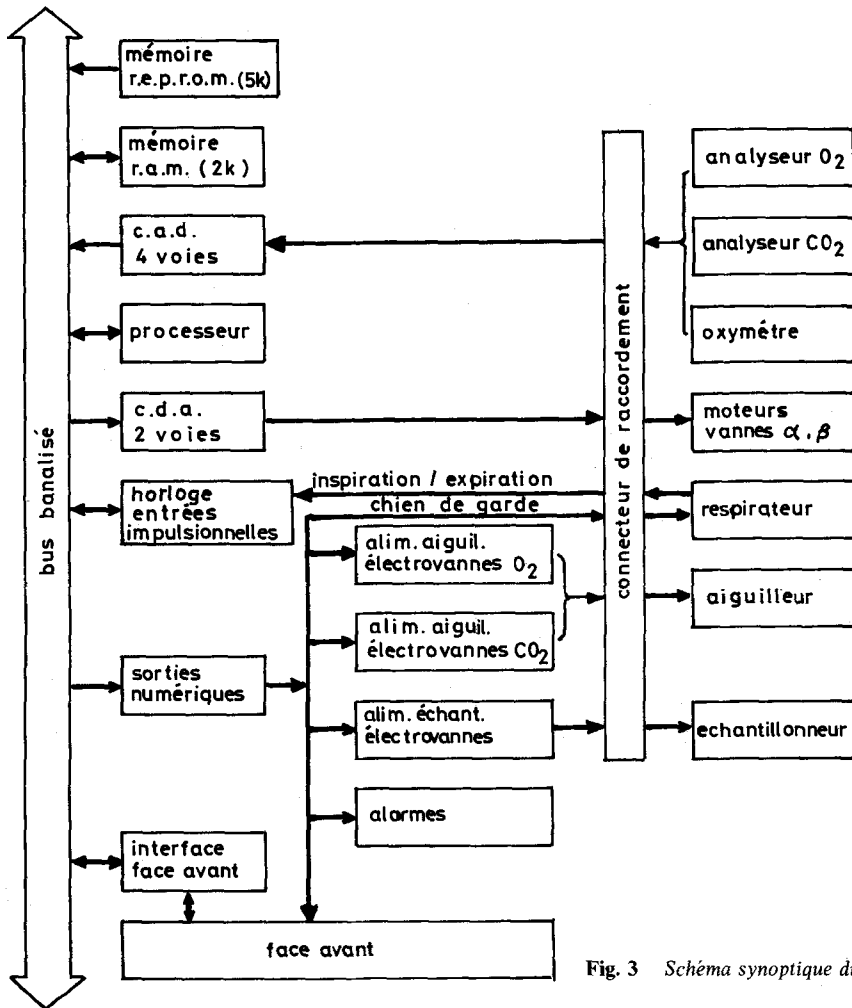


Fig. 3 Schéma synoptique du micro-ordinateur

- (e) Une carte convertisseur analogique digital (8 bits, 4 voies différentielles) utilisée pour convertir les signaux analogiques provenant des analyseurs de gaz et de l'oxymètre
- (f) Une carte convertisseur digital-analogique (2×8 bits, 2 sorties analogiques 0-5 V) utilisée pour la commande des électrovannes α et β .
- (g) Une carte E/S permettant de commander:
- (i) les électrovannes des aiguilleurs de O_2 et CO_2

l'aiguilleur et une carte de commande des électrovannes de l'échantillonneur.

La liaison entre ces trois cartes et la carte E/S précédente est faite par couplage opto-électronique afin d'éliminer les perturbations des circuits de mesure lors de la commutation des vannes.

- (i) Une carte traitement des alarmes comprenant une alarme sonore à fonctionnement intermittent. L'arrêt définitif de cette alarme n'est provoqué que par la disparition de tous les défauts

(j) Une carte interface bus-pupitre du micro-ordinateur. Cette carte permet à l'opérateur de dialoguer avec le processeur au moyen d'un ensemble de clés fugitives, de clés à deux positions et de roues codeuses.

3.2 Caractéristiques du logiciel

Le logiciel d'EOLE se compose essentiellement d'une phase d'initialisation, d'une boucle d'asservissement, du traitement des interruptions.

- (a) La phase d'initialisation comporte la programmation des divers éléments électroniques programmables, l'initialisation des variables utilisées dans le programme, l'attente des entrées des paramètres de l'asservissement (consignes, limites hautes et basses sur les mesures, étalonnage des gaz), et l'attente de la demande de début de la phase d'asservissement
- (b) La boucle d'asservissement constitue le programme principal. Elle est synchronisée sur le cycle respiratoire. Elle comporte:
 - (i) Pendant l'expiration: les mesures, leurs comparaisons aux alarmes hautes et basses, leur visualisation sur les afficheurs lumineux, le calcul de l'asservissement
 - (ii) Pendant l'inspiration: l'envoi des commandes aux moteurs des électrovannes α et β (les soufflets du respirateur se remplissant pendant l'expiration, les vannes α et β garderont une ouverture constante pendant cette période)
- (c) Les interruptions sont regroupées sur deux niveaux de priorité.
 - (i) Le niveau le plus prioritaire reçoit les interruptions de l'horloge du calculateur et

de l'horloge du respirateur (impulsions de début d'expiration et début d'inspiration), ainsi que celles correspondant aux demandes de mesures isolées effectuées par l'opérateur pendant l'asservissement

- (ii) Le niveau le moins prioritaire regroupe la prise en compte de l'activation des différentes clés fugitives:
 - (α) demandes d'asservissement
 - (β) prise en compte des paramètres (consignes, limites hautes et basses ...)
 - (γ) passage en commandes locales.

Le programme écrit en assembleur occupe 5,5 k octets.

3.3 L'algorithme d'asservissement

Il est du type général PDI sauf que le terme proportionnel que nous allons maintenant décrire plus précisément n'est pas linéaire. Ceci correspond au fait que de par la disposition relative des vannes α et β , le système physique n'est pas linéaire.

Si l'on note par O_2^i, CO_2^i les mesures de fractions au $i^{\text{ème}}$ cycle d' O_2 et de CO_2 , par \hat{O}_2, \hat{CO}_2 les consignes demandées, par a, b les pourcentages d'ouverture des vannes du cycle en cours et par a', b' ceux indiqués par l'algorithme pour le cycle suivant, et si $da = a' - a$ et $db = b' - b$, alors dans le cas général où $\hat{O}_2 \neq 1, \hat{CO}_2 \neq 0, a \neq 1, b \neq 0$ les formules d'asservissement sont données par:

$$db = k_1 b \left[\frac{(1 - O_2^i) - (1 - \hat{O}_2) CO_2^i / \hat{CO}_2}{0,79(1 - a)} \right]$$

$$da = k_2 (1 - a) \left[\frac{\hat{O}_2 - O_2^i - (db/b)(O_2^i - 0,21 - 0,79a)}{1 - O_2^i - (db/b)(O_2^i - 0,21 - 0,79a)} \right]$$

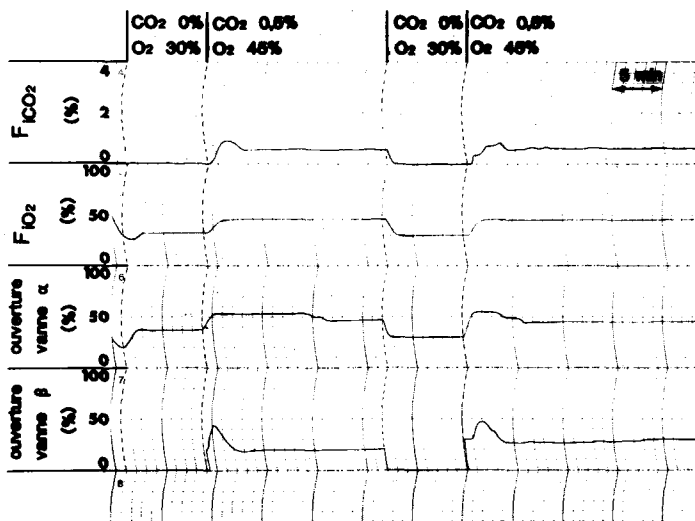


Fig. 4 Exemple de résultats avec de haut en bas les enregistrements simultanés de $f_i CO_2, f_i O_2, \alpha, \beta$

Ces formules ont été obtenues en supposant que d'un cycle au suivant la composition du sac peut être considérée en première approximation comme constante.

4 Résultats expérimentaux

Les résultats expérimentaux montrent un fonctionnement très satisfaisant du système asservi: les consignes demandées sont atteintes en quelques minutes (~ 3 mn) avec une erreur relative de l'ordre de 4%. La Fig. 4 montre un enregistrement graphique correspondant à trois changements de consigne sur la f_iO_2 et la f_iCO_2 : le régime transitoire, bien que présentant, dans le cas de la f_iCO_2 , un léger dépassement de la mesure par rapport à la consigne, reste très acceptable; le régime permanent montre une excellente stabilité du système asservi.

5 Utilisation en clinique et en exploration fonctionnelle

Cet ensemble fonctionne depuis 1979 dans le Service de Réanimation de l'Hôpital de la Croix Rousse, à Lyon. Outre les avantages présentés plus haut dans le cas de sevrage difficile ou de maintien d'une $paCO_2$ normale chez les sujets hyperventilés, ce système, permettant de provoquer une hypercapnie rigoureusement contrôlée, a déjà été utilisé en exploration fonctionnelle. On a ainsi pu étudier les effets du gaz carbonique sur le système cardiovasculaire (HOLZAPFEL *et al.*, 1980) chez plusieurs dizaines de patients pendant plus de vingt quatre heures. Par ailleurs, il a été montré (HOLZAPFEL *et al.*, 1979) qu'un test combiné en hypercapnie et orthostatisme permet un diagnostic topographique de certaines lésions affectant le système neuro-végétatif.

Remerciements—Ce travail a été partiellement subventionné par un contrat D.G.R.S.T./G.B.M./79-7-0591 et par la Société Massiot-Philips.

References

- BELLVILLE, J. W., WELDON, H., FLEISCHLI, G. and ATTURA, G. (1968) Servocontrol of inhaled carbon dioxide. *J. Appl. Physiol.*, **24**, 414–415.
- CHAMBILLE, B., GUENARD, H., LONCLE, M. and BARGETON, D. (1975) Alveostat, an alveolar P_{ACO_2} and P_{AO_2} control system. *ibid.*, **39**, 837–842.
- COLES, J. R., BROWN, W. A. and LAMPARD, D. G. (1973) Computer control of respiration and anaesthesia. *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, **11**, 262–267.
- FRUMIN, M. J. and LEE, A. S. J. (1957) A physiologically oriented artificial respiration which produces N_2O-O_2 anaesthesia in man. *J. Lab. Clin. Med.*, **49**, 617.
- HOLLOMAN, G. H., MILHORN, H. T. and COLEMAN, T. G. (1968) A sampled data regulator for maintaining a constant alveolar CO_2 . *J. Appl. Physiol.*, **25**, 463–468.
- HOLZAPFEL, L., PERRIN, F., ROBERT, D., THOMAS, L., GERARD, M. and BLANC, P. L. (1979) Exploration du système neuro-végétatif par la réponse hémodynamique au CO_2 . *Réanimation et Médecine d'Urgence*, 187–218, *Expansion Scientifique Française*, Paris.
- HOLZAPFEL, L., ROBERT, D. and PERRIN, F. (1980) Haemodynamic changes at varying P_{aCO_2} in ventilated patients. Abstract *Intensive Care Med.*, n°9, 6, 27.
- LAMBERTSEN, C. J. and WENDEL, H. (1960) An alveolar P_{CO_2} control system: its use to magnify respiratory depression by meperidin. *J. Appl. Physiol.*, **15**, 43–48.
- MITAMURA, Y., MIKAMI, T., SUGAWANA, H. and YOSHIMOTO, C. (1971) An optimally controlled respirator. *IEEE Trans.*, **BME-18**, 330–332.
- PEARCE, D. H. (1971) A system for measurement of oxygen consumption and control of inspired carbon dioxide. *ibid.*, **BME-18**, 235–237.
- RUBEL, P., BAILLY, G. and GIARD, M. H. (1976) Microprocessor based biomedical instrumentation. A modular approach. Digest 11th International Conference in Medical and Biological Engineering, Ottawa, 560.
- SCHULTZ, V., KUNKE, S., ULMER, H. V. and ERDMANN, W. (1975) Un système de ventilation contrôlée continue basé sur la mesure de la P_{aCO_2} et de la P_{aO_2} . *Biocapt. Paris*, **tII**, 79–83.
- SWANSON, G. D. and BELLVILLE, J. W. (1974) Hypoxic hypercapnic interaction in human respiratory control. *J. Appl. Physiol.*, **36**, 480–487.