

A1

**DEMANDE
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

N° 80 00096

(54) Dispositif de commande pour respirateur artificiel.

(51) Classification internationale (Int. Cl. ³). A 61 M 16/00; G 05 D 27/02.

(22) Date de dépôt..... 4 janvier 1980.

(33) (32) (31) Priorité revendiquée :

(41) Date de la mise à la disposition du
public de la demande..... B.O.P.I. — « Listes » n° 28 du 10-7-1981.

(71) Déposant : SYNTHELABO, SA, résidant en France.

(72) Invention de : Luc Caillot.

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : SARL CAPRI,
28 bis, av. Mozart, 75016 Paris.

-1-

La présente invention a trait à un respirateur artificiel et a pour objet un dispositif de commande électronique pour un tel respirateur.

On sait qu'un tel appareil est utilisé pour la respiration forcée d'un patient, notamment pendant qu'il est sous anesthésie au cours d'une opération ou en réanimation ou en unité de soins intensifs par exemple. L'appareil a pour fonction de fournir au patient de l'air souvent enrichi en oxygène, donc un mélange d'air et d'oxygène, à une cadence correspondant à celle de la respiration et à une légère surpression (quelques dizaines de millibar, de façon à suppléer ou renforcer la fonction déficiente). Il est important de pouvoir choisir avec précision le débit du mélange de gaz à envoyer au patient, la teneur en oxygène de ce mélange, la période T de la respiration qui lui est imposée, et, dans cette période, la partie inspiration et la partie expiration (donc le rapport cyclique I/E).

Jusqu'à présent, on utilise typiquement un dispositif comportant un mélangeur mécanique, suivi d'un pointeau de réglage du débit, le mélange sortant passant par une électrovanne commandée par une base de temps. L'inconvénient principal d'un tel système est que le débit est modifié si l'on agit sur la période, ou sur la teneur en O₂ du mélange, et qu'il est par conséquent long et difficile d'obtenir des réglages précis, qui sont en particulier très difficile à modifier au cours d'une opération.

La présente invention a pour objet un dispositif de commande dont les paramètres peuvent être réglés de façon totalement indépendante.

Selon la présente invention un dispositif de commande pour respirateur artificiel comprend: une électrovanne d'air et une électrovanne d'oxygène, du type à débit variable en fonction de la course, débitant dans un collecteur; une base de temps avec un organe de fixation de la fréquence ou de la période respiratoire et un organe de fixation du rapport I/E du temps d'inspiration au temps d'expiration pendant la pé-

-2-

riode; un mélangeur, comportant des organes de fixation du débit respiratoire global et de la proportion d'oxygène du gaz fourni par le respirateur; et deux générateurs de signaux affectés chacun à une électrovanne pour commander leurs
5 leurs ouvertures; la base de temps étant connectée aux générateurs pour qu'ils commandent l'ouverture des vannes pendant le temps d'inspiration, les générateurs étant connectés par ailleurs au mélangeur pour recevoir les signaux correspondant aux amplitudes des ouvertures des vannes pen-
10 dant le temps d'inspiration, le mélangeur étant connecté à la base du temps pour recevoir un signal correspondant au rapport I/E de façon à élaborer avec les indications de débit et de proportion, des signaux pour les ouvertures des vannes, tels que pendant la phase inspiration, chaque
15 vanne laisse passer une quantité de gaz correspondant au débit moyen pendant la période.

La description qui va suivre en regard des dessins annexés, donnée à titre d'exemple non limitatif, fera bien comprendre comment l'invention peut être réalisée.

20 La figure 1 est schéma bloc du dispositif selon l'invention.

La figure 2 est un schéma de montage d'un élément du dispositif de la figure 1 (Mélangeur M).

25 La figure 3 est un schéma de montage d'un autre élément du dispositif de la figure 1 (générateur G), et

La figure 4 est une vue en coupe schématique d'un autre élément constitué par une vanne.

Le dispositif de commande du respirateur artificiel comporte une électrovanne d'air EV_A et une électrovanne
30 d'oxygène EV_O . Ces électrovannes (voir figure 4 et description en regard) sont du type à ouverture variable en fonction des ampère-tours de commande; elles sont alimentées en air et en oxygène sous des pressions régulées très précises. Le débit d'air et d'oxygène est donc une fonction
35 précise du temps d'ouverture et de la course du noyau de chaque électrovanne. Les électrovannes débitent dans un

-3-

tube T, directement branché sur le circuit d'alimentation en gaz vers le patient, et faisant partie du respirateur, qui, en lui-même, est d'un type classique quelconque.

La commande d'ouverture de chaque électrovanne est assurée par deux générateurs de signaux G_A et G_O identiques, chacun commandant une électrovanne. Les générateurs G_A et G_O sont commandés eux-mêmes par une base de temps B, comportant des moyens pour permettre à l'opérateur de fixer d'une part la fréquence $F = \frac{1}{T}$ de la respiration, d'autre part, le rapport cyclique I/E ($E+I=T$) du temps d'inspiration au temps d'expiration et, par un mélangeur M comportant des moyens de réglage du débit total de mélange air-oxygène à envoyer au patient, et de la proportion d'oxygène dans ce mélange. La base de temps peut en outre être automatiquement réajustée par une réaction R, provenant par exemple de mesures prises sur le patient.

La base de temps est connectée par une ligne SC aux deux générateurs, pour leur injecter le même signal chronologique. A partir de ces signaux, les générateurs commandent l'ouverture des électrovannes pendant le temps I, dans chaque période de temps T.

Les amplitudes d'ouverture des électrovannes sont élaborées par les générateurs à partir de signaux reçus du mélangeur par les lignes M_O et M_A . Ces signaux de commande tiennent compte du débit du mélange et de la proportion d'oxygène, deux paramètres qui sont choisis par l'opérateur et d'un signal lié à I/E, envoyé par la base de temps B au mélangeur M par la ligne BM. On peut ainsi obtenir un débit, avec un pourcentage en oxygène, qui soit fixe, quelles que soient les valeurs choisies par ailleurs par l'opérateur pour F et I/E.

Le mélangeur peut en outre recevoir des signaux extérieurs de correction du débit et du pourcentage en oxygène, par des lignes Cd et Co, par exemple dans le cas d'une surveillance automatique de certains paramètres du patient.

Considérons les paramètres à déterminer. Si l'on appelle D_T le débit total, air + oxygène, D_O et D_A les débits d'oxygène et d'air respectivement on a:

$$D_T = D_O + D_A \quad (1)$$

et si on appelle F_O le pourcentage d'oxygène dans le mélange on a :

$$F_O = \frac{D_O + 0,21 D_A}{D_O + D_A} \quad (2)$$

Le mélangeur est constitué de telle manière que l'on puisse régler indépendamment l'un de l'autre D_T et F_O . La génération des signaux électriques est réalisée conformément à la présente invention à partir des égalités (1) et (2) ci-dessus. La génération des signaux de commande peut être établie aussi bien par un procédé analogique que totalement numérique. Ce dernier procédé peut être préféré dans le cas d'un pilotage automatique des paramètres à partir d'une source extérieure de régulation.

A partir de l'égalité 2, on peut écrire:

$$D_A = D_O \frac{(1 - F_O)}{F_O - 0,21} = D_O \cdot K$$

d'où l'on tire pour exprimer D_O et D_A en fonction de D_T :

$$D_O = \frac{D_T}{1 + K} \quad D_A = D_T \frac{K}{1 + K}$$

Selon une caractéristique de l'invention, la génération des signaux est tirée de ces formules. Une réalisation pratique préférée est représentée sur la figure 2. Un premier potentiomètre P_1 est utilisé pour la fixation par l'opérateur du pourcentage en oxygène F_O du mélange. On utilise une source de tension stabilisée V avec deux résistances de réglage, et, à l'aide du potentiomètre P_1 , on choisit une tension F_O comprise entre 0,21 volt et 1 volt, représentant la proportion d'oxygène comprise entre 0,21 air pur et 1 oxygène pur. Au moyen de deux soustracteurs S_1 et S_2 , on obtient à partir des trois tensions 0,21, F_O et 1 volt,

-5-

les tensions représentatives de $-(1-F_0)$ et $-(F_0-0,21)$ que l'on injecte dans le diviseur D_1 pour obtenir, $1-F_0$

$$F_0 - 0,21$$

- 5 c'est à dire K. (Pour des raisons de commodités pratiques, on peut utiliser pour S_2 un soustracteur de rapport - 10 et pour D un diviseur à amplification de 10).

Pour obtenir $1 + K$, la valeur K, soit directement, soit après injection dans un multiplicateur recevant une
10 tension de 1 volt, est injectée sur une des entrées d'un additionneur inverseur A_1 , la tension de 1 volt étant injectée sur l'autre entrée. La sortie de l'additionneur A_1 donne une valeur égale alors à $-(1 + K)$.

Un deuxième potentiomètre P_2 est utilisé pour fixer le
15 débit total. Au moyen d'une résistance et d'une source de tension stabilisée V, on délimite la plage de réglage P_2 entre 2,5 volts et 0 et l'opérateur peut ainsi choisir une tension V_T représentative du débit total de mélange air + oxygène.

20 Un signal directement proportionnel à I/E issu de la base de temps B, arrivant par la ligne BM passe dans un inverseur (-1), puis le signal V_T et le signal $-I/E$ sont injectés dans un diviseur D_2 de façon à avoir à la sortie un signal proportionnel au débit que l'on devra avoir pendant le temps
25 de l'ouverture de l'électrovanne, c'est à dire pendant la période d'inspiration. Grâce à cette opération, le débit total fixé est toujours indépendant du rapport I/E choisi. L'opérateur fixe donc sur le potentiomètre P_2 le débit désiré, sans s'occuper du rapport I/E et, le diviseur D_2 détermine le débit instantané en fonction du rapport I/E.
30

Le signal de sortie du diviseur D_2 est envoyé par un potentiomètre P_3 d'ajustage d'échelle dans un diviseur D_3 qui reçoit par ailleurs le signal $-(1 + K)$. Il en sort le signal D_T c'est à dire D_0 que l'on prend au contact
 $\frac{D_T}{1 + K}$

35 M_0 après un réglage à potentiomètre.

-6-

Le signal D_T est en outre injecté dans un autre

$$\frac{1 + K}{1 + K}$$

diviseur D_4 recevant le signal K sur l'autre entrée, duquel sort le signal $D_T K$ c'est à dire D_A que l'on prend

$$\frac{1 + K}{1 + K}$$

5 en M_A après un réglage au potentiomètre.

La figure 3 représente un schéma d'un générateur de signaux analogues faisant le produit du signal de découpage dans le temps fourni par la base de temps et du signal fourni par le mélangeur de gaz, de façon à fournir des signaux comportant trois ordres: fréquence, rapport cyclique, amplitude. Il est rappelé que les deux générateurs G_O et G_A sont identiques. Un générateur comporte un relais à commutation rapide ou une porte analogique PA, ou tout système équivalent, commandée par la base de temps (ligne SC). Le signal M (M_O ou M_A) envoyé par le mélangeur est amplifié dans l'amplificateur AMP avant d'être injecté dans le relais. La sortie du relais traverse un générateur de courant réglé GCR avant d'attaquer l'électrovanne EV.

La figure 4 représente en coupe schématique un exemple d'électrovanne utilisable dans le dispositif de la présente invention. L'électrovanne EV comporte un boîtier 41 dans lequel coulisse un noyau 42. Le boîtier comporte une entrée de gaz 43 et une sortie 44 dans laquelle est prévu un siège de clapet 45. Un pointeau 46 coopère avec le siège pour fermer ou ouvrir plus ou moins la vanne en fonction du nombre d'ampère-tours dans la bobine 48. La dimension extérieure du noyau et la dimension intérieure du boîtier sont définies avec précision l'une par rapport à l'autre pour laisser un passage périphérique pour le gaz qui est admis en 43 avec une pression fixée avec précision. Des billes 49 assurent le centrage du pointeau 46. On peut prévoir un ressort 51 pour le rappel en position fermée de la vanne. En général la pression du gaz sur la face supérieure s du noyau 42 suffit à maintenir l'électrovanne fermée en l'absence d'excitation de la bobine.

-7-

En fonction du débit affiché, et de la proportion d'oxygène et en fonction du rapport I/E, le noyau 42 est déplacé vers l'entrée 43, d'une distance telle qu'il s'établisse un débit de gaz (air ou oxygène) par la sortie 5 46 pendant la phase inspiration qui laisse passer une quantité de gaz correspondant au débit moyen pendant la période I + E. On réalise bien ainsi les objectifs visés par la présente invention.

10 Il va de soi que le mode de réalisation décrit n'est qu'un exemple et qu'il serait possible de le modifier notamment par substitution d'équivalents techniques, sans sortir pour cela du cadre de l'invention.

-8-

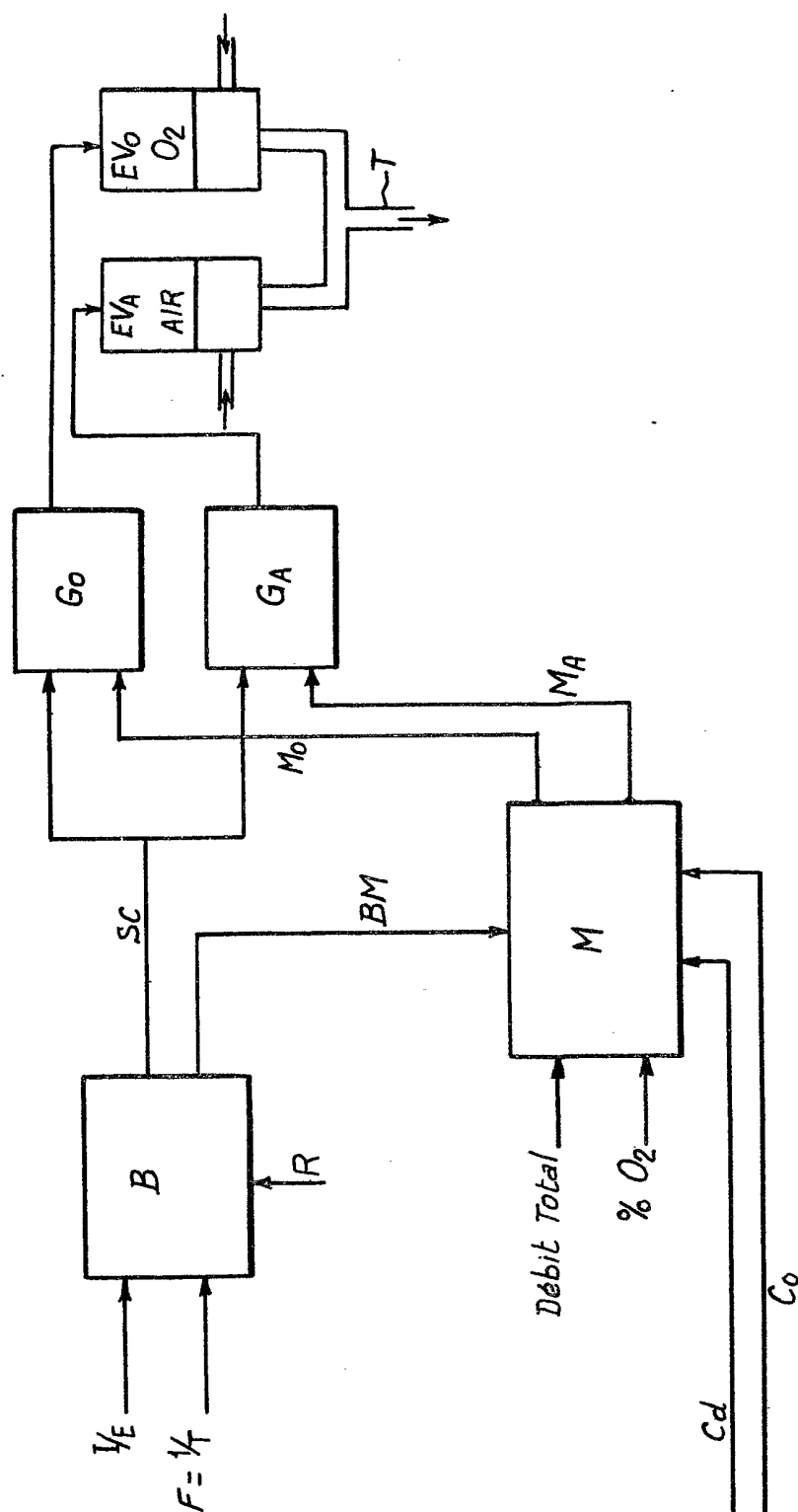
REVENDEICATIONS

1- Dispositif de commande pour respirateur artificiel, caractérisé en ce qu'il comprend: une électrovanne d'air et une électrovanne d'oxygène, du type à débit variable en fonction de la course, débitant dans un collecteur; une
5 base de temps avec un organe de fixation de la fréquence respiratoire et un organe de fixation ^{du rapport} I/E du temps d'inspiration au temps d'expiration pendant la période; un mélangeur comportant des organes de fixation du débit respiratoire global et de la proportion d'oxygène du gaz fourni
10 par le respirateur; et deux générateurs de signaux affectés chacun à une électrovanne pour commander leurs ouvertures; la base de temps étant connectée aux générateurs pour qu'ils commandent l'ouverture des vannes pendant le temps d'inspiration, les générateurs par ailleurs étant connectés au
15 mélangeur pour recevoir les signaux correspondant aux amplitudes des ouvertures des vannes pendant le temps d'inspiration, le mélangeur étant connecté à la base de temps pour recevoir un signal correspondant au rapport I/E de
20 façon à élaborer avec les indications de débit et de proportion, des signaux pour les ouvertures des vannes, tels que pendant la phase inspiration, chaque vanne laisse passer une quantité de gaz correspondant au débit moyen pendant la période.

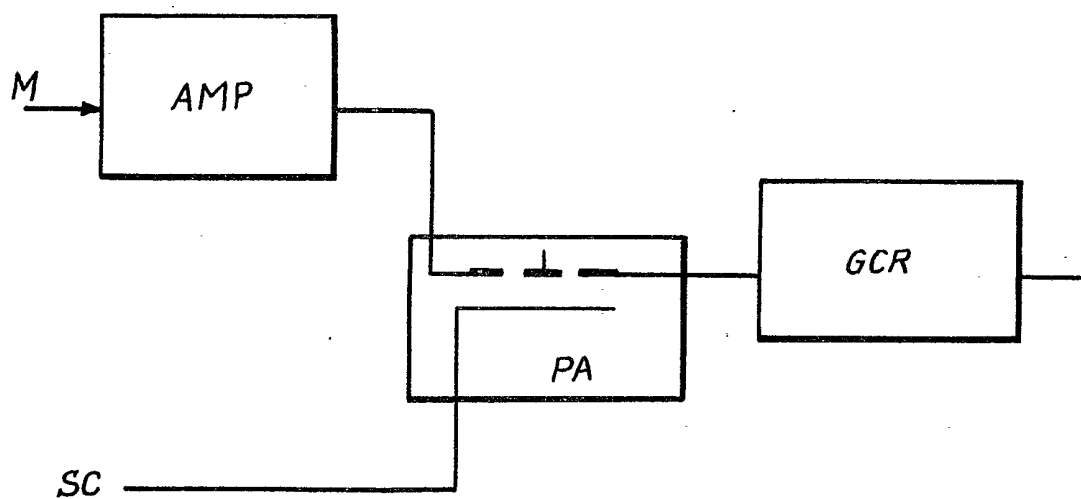
25 2- Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que chaque générateur comporte un relais à commutation rapide du type porte analogique, dont l'ouverture est commandée par la base de temps.

30 3- Dispositif selon une des revendications 1 ou 2, caractérisé en ce que les organes du mélangeur pour fixer le débit et la proportion d'oxygène sont des potentiomètres montés de façon à délivrer des tensions proportionnelles, et que le montage est du type analogique, permettant d'obtenir des grandeurs représentatives du débit total, et à
35 partir de celle-ci, du débit d'air et du débit d'oxygène pendant la phase d'inspiration.

Fig:1



3/3

Fig. 3*Fig. 4*