

A1

**DEMANDE  
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

**N° 82 19967**

(54)

Appareil de respiration artificielle.

(51)

Classification internationale (Int. Cl.<sup>3</sup>). A 61 H 31/00; A 61 M 16/00.

(22)

Date de dépôt..... 29 novembre 1982.

(33) (32) (31)

Priorité revendiquée : DD, 15 décembre 1981, n° WP A 61 M/235 774.

(41)

Date de la mise à la disposition du  
public de la demande..... B.O.P.I. — « Listes » n° 24 du 17-6-1983.

(71)

Déposant : Entreprise dite : VEB KOMBINAT MEDIZIN- UND LABORTECHNIK LEIPZIG,  
entreprise de droit allemand. — DD.

(72)

Invention de : Klaus Jehmlich, Frank Stiegler et Hans-Jürgen Horn.

(73)

Titulaire : *Idem* (71)

(74)

Mandataire : Cabinet Madeuf, conseils en propriété industrielle,  
3, av. Bugeaud, 75116 Paris.

La présente invention se rapporte à un appareil de respiration artificielle qui comporte des dispositifs de commande pour la mise en oeuvre de nombreuses méthodes respiratoires et qui sont réalisés à partir d'éléments  
5 de construction intégrés et d'éléments dérivés de ces derniers, et qui comprennent un système de commande temporisé pour la phase d'inspiration et la phase d'expiration ainsi qu'un dispositif de visualisation optique des paramètres notamment un dispositif de visualisation  
10 de la fréquence respiratoire.

Dans des appareils de respiration artificielle récents, les différentes méthodes respiratoires peuvent être commandées par des systèmes de respiration artificielle uniformes comme par exemple la respiration  
15 artificielle intermittente par pression positive (IPPV) ou au choix également assistée et en combinaison avec une surpression à la fin de l'expiration (PEEP) par des fonctions de pression continues et positives des voies respiratoires pendant toutes les phases de la respiration  
20 spontanée (CPAP), par une respiration artificielle forcée et intermittente (IMV) ou en assistant ou commandant celle-ci au choix. La combinaison de ces fonctions permet également de commander d'autres états (HFIP/ZEEP/NEEP/fonction Sigh/fonction Flow de façon accélérée,  
25 décélérée et constante) et il est possible d'obtenir un choix variable des valeurs limites ainsi qu'une visualisation variable de paramètres sélectionnés.

Il est caractéristique pour les nombreux appareils de respiration artificielle connus que leur cycle de  
30 travail comprend une phase d'inspiration et une phase d'expiration. Ces phases sont commandées soit par le cycle de pression soit par le cycle du temps. A cet effet, on peut prévoir un dispositif pour la sélection des modules.

35 Lors d'une commande en fonction du temps les deux phases sont réglées par des mécanismes de temporisation

séparés permettant d'obtenir un rapport entre les temps de respiration et une fréquence correspondante. Il est également possible de choisir d'avance la fréquence et le rapport entre les temps de respiration de façon  
5 à obtenir des temps d'inspiration et d'expiration correspondants (demande de brevet DE 2 745 309).

La division invariable du cycle de travail ou de la période de respiration en une phase d'inspiration et une phase d'expiration nuit cependant à la formation  
10 optimale de la caractéristique de la respiration artificielle du fait que cette division n'offre aucune possibilité de prélever des signaux de commande pour l'actionnement d'organes de réglage et qu'on ne peut agir sur les différentes phases de respiration que de  
15 façon limitée et par l'intermédiaire de mécanismes additionnels compliqués. Cette impossibilité de pouvoir prélever des signaux de commande ne permet pas de faire varier, de façon précise au moyen d'une technique de commande et tout en conservant les mêmes mécanismes,  
20 l'allure de la courbe respiratoire, en ce qui concerne le volume et la pression, sans créer des inconvénients. Pour créer, par exemple, un temps de repos entre la phase d'inspiration et celle de l'expiration, il est nécessaire de prévoir un circuit de retard supplémentaire qui  
25 réduit soit le temps d'inspiration, soit le temps d'expiration effectifs et qui modifie de ce fait les conditions de base ou de référence pour le choix du temps de repos par les médecins.

La mise en oeuvre de la respiration artificielle  
30 forcée et intermittente (IMV) nécessite également la présence d'un mécanisme de temporisation particulier qui peut cependant produire son effet entre les périodes de respiration afin de pouvoir disposer d'un laps de temps pour la respiration spontanée. La méthode utilisée  
35 de la démultiplication de la fréquence présente également un inconvénient du fait que le passage de la respiration

artificielle intermittente par pression positive (IPPV) à la respiration artificielle forcée et intermittente (IMV) ou inversement ne peut s'effectuer que de façon relativement brusque (demande de brevet DE 2 746 924).

- 5           Lorsqu'on veut créer une pression à la fin de l'expiration (PEEP) on utilise, parmi d'autres, un dispositif fonctionnant mécaniquement, par exemple une soupape PEEP qui pendant la phase d'expiration choisie obture l'ouverture d'expiration dès qu'une
- 10 pression présélectionnée est atteinte. Les dispositifs connus augmentent cependant de façon indésirable la résistance à l'expiration et ils présentent fréquemment une tendance à osciller et à créer des bruits gênants (Anaesthesia 1977, volume 32, No 2, pages 138 à 147).
- 15           La demande de brevet DE 2 745 528 décrit un appareil de respiration artificielle qui tente de remédier à ces inconvénients indésirables en prévoyant une unité de commande qui exécute des commandes et des calculs électroniques ainsi qu'une commande et une
- 20 régulation pneumatiques pour un certain nombre de méthodes respiratoires énumérées ci-dessus. Cet appareil connu crée en même temps un système de respiration artificielle qui permet d'appliquer au patient un courant respiratoire gazeux sous pression, des tiroirs étant
- 25 actionnés par des signaux électriques pour commander le courant gazeux alimentant le patient en vue de l'inspiration et de l'expiration. La commande électronique a pour objet de permettre une sélection et un réglage de paramètres différents tels que la pression, la
- 30 fréquence respiratoire, le volume, etc.. La partie pneumatique de l'unité de commande remplit diverses fonctions notamment le réglage de la pression du gaz administré ainsi que son réglage à l'intérieur du circuit alimentant le patient.
- 35           La commande des paramètres respiratoires vitaux tels que par exemple la respiration profonde, l'inter-

valle entre les phases respiratoires, la pression positive et la pression d'expiration (PEEP), les fonctions de pression continues et positives des voies respiratoires (CPAP) et les fonctions auxiliaires nécessitent, en  
5 plus d'un grand nombre de composants électroniques et pneumatiques et de combinaisons logiques, des unités électroniques complexes qui commandent selon une suite logique la fermeture et l'ouverture de tiroirs à solénoïde. Les processus pour l'inhalation commandée auto-  
10 matiquement sont ensuite réalisés à l'aide de circuits comparateurs dont le retour à un état de commutation déterminé provoque, d'une part, la représentation numérique des phases respiratoires calculées par minute et fait démarrer, d'autre part, à chaque fois une nouvelle  
15 période de conversion et un nouveau cycle de conversion.

Il est probable que cette solution, relativement compliquée mais parfaitement réalisable du point de vue technique, permet de reproduire les fonctions de nombreuses méthodes respiratoires et d'autres états  
20 reproductibles avec une qualité satisfaisante mais la conception des circuits de cet appareil connu est très compliquée notamment en ce qui concerne les circuits d'asservissement comprenant plusieurs tiroirs à solénoïdes et destinés aux dispositifs de comparaison et  
25 aux dispositifs de contrôle horaire.

Même lorsqu'on utilise, conformément à la demande de brevet DE 2 910 094, une commande à programmes et une combinaison de vannes ou de soupapes pour le contrôle horaire, les différentes méthodes respiratoires ne  
30 peuvent être réalisées qu'en utilisant des mécanismes additionnels amenant des inconvénients.

La présente invention vise à remédier aux inconvénients définis ci-dessus et à éviter des circuits compliqués. Elle a notamment pour but d'obtenir une très  
35 grande variabilité de la caractéristique de la respiration artificielle sans utilisation de mécanismes ad-

ditionnels compliqués, tout en permettant en même temps la formation de valeurs limites logiques pour des combinaisons de paramètres dangereuses, et la visualisation optique des paramètres choisis.

- 5 La présente invention a donc pour objet de créer un dispositif de commande pour des appareils de respiration artificielle qui est réalisé au moyen de circuits intégrés et qui présente à l'intérieur de la période de respiration plusieurs possibilités de branchements
- 10 intermédiaires à partir desquels peuvent être commandés d'une part des groupes de construction périphériques pour la commande de l'allure du volume et de l'allure de la pression pendant le processus de respiration artificielle et, d'autre part, des modules de commande
- 15 pour la formation des valeurs limites et pour la visualisation optique.

- Les problèmes exposés ci-dessus sont résolus conformément à l'invention par un appareil de respiration artificielle qui est caractérisé en ce qu'il comporte
- 20 une commande électronique et un calculateur numérique pour la fréquence respiratoire qui sont réalisés par des circuits intégrés et reliés l'un à l'autre, en ce que la commande électronique est une commande séquentielle composée de registres à décalage qui sont équipés de
- 25 groupes de construction périphériques pour la commande de l'allure du volume et de l'allure de la pression pendant le processus de respiration artificielle, et de modules de commande pour la formation de valeurs limites de combinaisons de paramètres dangereuse pour le
- 30 patient, et qui sont reliés à un dispositif de visualisation numérique de la fréquence et en ce que pour commander les différentes méthodes respiratoires, tout en permettant d'obtenir une caractéristique optimale de la respiration artificielle, les registres à décalage sont
- 35 disposés de façon qu'il soit possible de créer des conditions quelconques pour les différentes périodes

respiratoires et pour les processus de respiration artificielle grâce à une combinaison logique avec des vannes à une ou à plusieurs voies.

Une forme de réalisation avantageuse de l'objet  
5 de l'invention est caractérisée en ce que la commande séquentielle comporte quatre registres à décalage à quatre bits qui sont montés en série et comprennent chacun un compteur-décompteur à quatre bits et un  
10 décodeur binaire 1 de 16, en ce que les registres à décalage à quatre bits sont reliés chacun à un commutateur à seize pôles qui sont combinés logiquement, d'une part, avec trois bascules bistables et trois vannes électromagnétiques montées à la suite de ces dernières, par  
15 l'intermédiaire de deux commutateurs quatripolaires et de deux registres à décalage identiques à trois bits et, d'autre part, avec un troisième registre à décalage identique à trois bits, en ce que les deux premiers registres à décalage à trois bits sont reliés, l'un avec  
20 l'autre, d'une part directement et, d'autre part, par l'intermédiaire d'un commutateur à huit pôles, en ce que les registres à décalage à quatre bits sont reliés par l'intermédiaire d'un commutateur bipolaire avec un générateur d'impulsions rectangulaires et en ce que deux  
25 des registres à décalage à quatre bits sont reliés de plus à un commutateur tripolaire par l'intermédiaire d'un diviseur de fréquence d'un rapport de 1 : 8.

Une forme de réalisation pratique de l'objet de l'invention est caractérisée en ce que le générateur d'impulsions rectangulaires est relié aux entrées  
30 d'horloge des registres à décalage à quatre bits qui sont combinés logiquement par les sorties de leurs commutateurs à seize pôles avec le troisième registre à décalage à trois bits délivrant l'impulsion de démarrage pour le calcul numérique de la fréquence respiratoire  
35 et qui présente sur son côté de sortie une liaison pour transmettre le signal horaire des temps des phases

de respiration  $t_1$  à  $t_4$  aux entrées d'activation des registres à décalage à quatre bits qui, à la cadence des fréquences d'horloge signalées, commutent les vannes électromagnétiques par l'intermédiaire des commutateurs quadripolaires et des bascules bistables.

Une autre forme de réalisation est caractérisée en ce que le commutateur à seize pôles commandant le temps de la phase de respiration  $t_4$  est relié par sa sortie au conducteur de signalisation d'un dispositif d'assistance qui peut être connecté directement au moyen d'un circuit OU, et en ce que les vannes électromagnétiques reliées à la première bascule bistable et à la deuxième bascule bistable sont branchées en parallèle sur leur côté du gaz respiratoire par l'intermédiaire des clapets d'étranglement de débit réglables.

Selon une autre caractéristique de l'invention, le calculateur numérique pour la fréquence respiratoire est constitué par un élément calculateur avec une unité d'affichage, un registre à décalage à quatre bits commandant la succession chronologique de l'introduction des données dans le calculateur ainsi que par deux autres registres à décalage à quatre bits destinés à déterminer la durée de la période respiratoire, par deux bascules bistables servant au déclenchement des processus de commande et de comptage et par dix circuits ET destinés à l'introduction logique de chiffres et de signes dans l'élément calculateur.

Dans une forme de réalisation préférée de l'appareil de respiration artificielle suivant l'invention, la conception particulière du calculateur pour la fréquence respiratoire est caractérisée en ce que la bascule bistable combinée logiquement avec la commande électronique est reliée à l'entrée d'horloge recevant la fréquence du calculateur  $f_R$ , du premier registre à décalage à quatre bits dont les sorties présentent une liaison avec les circuits ET et par l'intermédiaire de ces der-



niers avec l'élément calculateur, à l'exception d'une sortie relié à l'entrée R de la bascule bistable et à l'entrée d'activation du registre à décalage, l'une des sorties de ce registre à décalage à quatre bits  
5 étant reliée de plus à l'entrée S de la deuxième bascule bistable et une autre sortie étant également raccordée de façon additionnelle à l'entrée R de la même bascule bistable ainsi qu'aux entrées d'activation des deux registres à décalage à quatre bits déterminant la  
10 durée de la période respiratoire, en ce que l'une des sorties du registre à décalage à quatre bits, dont l'entrée d'horloge reçoit les impulsions  $f_z$ , est reliée, d'une part, à l'entrée d'activation du même registre et, d'autre part, à l'entrée d'horloge de l'autre registre  
15 à décalage à quatre bits et en ce que les autres sorties de ces deux registres à décalage à quatre bits sont combinées logiquement et directement avec l'élément calculateur qui est relié par l'intermédiaire des postes ET à un générateur de signaux et une unité de visuali-  
20 sation.

Suivant une autre caractéristique de l'invention, la commande électronique et le calculateur pour la fréquence respiratoire combiné logiquement avec la commande forment une unité compacte qui présente plu-  
25 sieurs moyens de réglage et de commutation pouvant être manoeuvrés de l'extérieur. Grâce à ces éléments de commande disposés sur la plaque frontale de l'appareil de respiration artificielle et reliés logiquement à des micro-circuits de l'unité compacte il est possible,  
30 conformément à l'invention, de sélectionner séparément la durée des différentes sections des périodes de respiration, c'est-à-dire qu'à l'expiration du temps  $t_1$  débute le temps  $t_2$ , etc., jusqu'à ce que la période de respiration T se termine à la fin du temps  $t_4$  et le  
35 temps  $t_1$  recommence. Grâce à la présence des signaux et à la présélection des variantes de commande, il est

possible de créer des conditions de phase multiples et différentes ainsi que des types de respiration par pression ou par volume de façon à améliorer la respiration assistée du patient.

5       Diverses autres caractéristiques de l'invention ressortent d'ailleurs de la description détaillée qui suit.

10       Une forme de réalisation de l'objet de l'invention est représentée, à titre d'exemple non limitatif, aux dessins annexés.

La fig. 1 montre la plaque frontale d'un appareil de respiration artificielle.

15       La fig. 2 est une représentation graphique des conditions de phases multiples pour diverses possibilités de respiration artificielle.

La fig. 3 montre la combinaison logique de micro-circuits intégrés d'une commande électronique constituant la première partie de l'ensemble d'un appareil de respiration artificielle.

20       La fig. 4 montre la combinaison logique de la deuxième partie de la commande électronique montée à la suite de la première partie illustrée par la fig. 3.

25       La fig. 5 représente la première partie d'un calculateur numérique pour la fréquence respiratoire et combiner logiquement la commande électronique suivant les fig. 3 et 4.

30       La fig. 6 montre la deuxième partie du calculateur numérique pour la fréquence respiratoire et montée à la suite de la première partie de ce dernier représentée à la fig. 5.

L'appareil de respiration artificielle suivant l'invention est constitué par une commande électronique 1 et un calculateur numérique 2 pour la fréquence respiratoire qui tous deux sont réalisés à partir de  
35 micro-circuits intégrés et sont combinés logiquement l'un avec l'autre. La commande 1 et le calculateur 2

forment une unité compacte qui présente des moyens de commutation et de réglage pouvant être commandés de l'extérieur afin de permettre une sélection parmi les différentes méthodes de respiration artificielle ainsi que d'autres états. Les éléments de commande, reliés logiquement aux micro-circuits de l'unité compacte, sont disposés sur une plaque frontale 3 illustrée par la fig. 1 et qui présente, en plus d'un dispositif d'affichage numérique 4 pour la fréquence, un dispositif indicateur 5 pour la visualisation de la pression régnant dans les circuits d'air respiratoire.

Grâce à des micro-circuits suivant l'invention, l'unité compacte offre plusieurs possibilités de raccordement intermédiaire à l'intérieur de la période de respiration naturelle ou de respiration assistée. Ces raccordements intermédiaires ou prises médianes permettent de piloter des groupes de construction périphériques destinés à agir sur les allures de la pression et du volume pendant le processus de respiration artificielle ainsi que des modules de commande pour la formation de valeurs limites en cas de combinaisons de paramètres critiques et dangereux pour le patient. Un dispositif de visualisation optique peut également être commandé par les prises médianes. De ce fait, l'appareil de respiration artificielle permet la mise en oeuvre de différentes méthodes de respiration artificielle tout en obtenant une caractéristique respiratoire optimale et une subdivision de la période respiratoire en des intervalles de temps présentant des conditions variables. Les signaux fournis par les circuits permettent de créer, en fonction du type de commande sélectionné et en combinaison avec des vannes à une ou à plusieurs voies, des conditions de phase multiples et différentes dont certaines sont représentées schématiquement à la fig. 2.

Pour la mise en oeuvre pratique de ce procédé, l'invention prévoit une commande électronique représentée

aux fig. 3 et 4 et qui est constituée par une commande séquentielle composée des registres à décalage à quatre bits 6, 7, 8 et 9. Ces quatre registres à décalage réglables indépendamment les uns des autres comportent  
5 chacun un compteur-décompteur à quatre bits et un décodeur binaire 1 de 16. Ces registres à décalage sont en outre reliés chacun à un commutateur à seize pôles 10, 11, 12 et 13. Les commutateurs à seize pôles sont combinés logiquement, d'une part, par l'intermédiaire  
10 de deux commutateurs quatripolaires 14, 15 et de deux registres à décalage identiques à trois bits 16, 17, avec trois bascules bistables 18, 19, 20 et avec des vannes électromagnétiques 21, 22, 23 montées à la suite de ces dernières, et, d'autre part, avec un troisième  
15 registre à décalage identique à trois bits 24. Les deux premiers registres à décalage à trois bits 16, 17 sont reliés l'un à l'autre, d'une part, directement et, d'autre part, par l'intermédiaire d'un commutateur à huit pôles 25 et les registres à décalage à quatre bits  
20 6 à 9 sont reliés à un générateur d'impulsions rectangulaires 27 par l'intermédiaire d'un commutateur bipolaire 26. Les registres à décalage 8, 9 sont, de plus, reliés à un diviseur de fréquence 28 d'un rapport de 1 : 8 soit directement, soit en passant par un commutateur  
25 tripolaire 29.

Le générateur d'impulsions rectangulaires 27 est raccordé aux entrées d'horloge C des registres à décalage à quatre bits 6 à 9 qui, par l'intermédiaire des sorties des commutateurs à seize pôles 10 à 13,  
30 sont combinées logiquement avec le registre à décalage à trois bits 24 dont les sorties 1, 2, 3, 4 présentent pour la délivrance du signal horaire des temps respiratoires  $t_1$  à  $t_4$ , une liaison avec les entrées d'activation 1 des registres à décalage à quatre bits 6 à 9  
35 qui à la cadence de la fréquence horloge  $f_T$  signalée commandent les vannes électromagnétiques 21 à 23 par

l'intermédiaire des commutateurs 14, 15 et des bascules bistables 18 à 20.

La sortie du commutateur à seize pôles 13, agissant sur le temps  $t_4$  de la phase respiratoire, est  
5 reliée à un élément d'assistance 30 qui peut être connecté directement au moyen d'un circuit OU 31. Les vannes électromagnétiques 21, 22, reliées à la première bascule bistable 18 et à la deuxième bascule bistable 19, sont branchées en parallèle sur le côté du gaz  
10 respiratoire par l'intermédiaire de clapets d'étranglement de débit 32, 33 qui sont réglables.

Le calculateur numérique 2, pour la fréquence respiratoire, représenté aux fig. 5 et 6, est constitué par un élément calculateur 34 auquel est associée une  
15 unité de visualisation 35, un registre à décalage à quatre bits 36 commandant la suite chronologique de l'introduction de données de calcul ainsi que par deux autres registres à décalage à quatre bits 37, 38 destinés à déterminer la durée de la période respiratoire, deux  
20 bascules bistables 39, 40 pour le déclenchement des processus de commande et de comptage et par dix circuits ET 41 à 50 destinés à l'introduction logique de chiffres et de signes dans l'élément calculateur 34.

Comme cela ressort des figures représentant le  
25 calculateur de la fréquence respiratoire, la bascule bistable 39 combinée logiquement avec la commande électronique est reliée avec l'entrée d'horloge, recevant la fréquence de calcul  $f_R$ , du registre à décalage à quatre bits 36. Les sorties de ce registre à décalage  
30 à quatre bits 36 présentent, à l'exception d'une sortie reliée à l'entrée R de la bascule bistable 39 et à l'entrée d'activation du registre à décalage à quatre bits 36, une liaison avec les circuits ET 41 à 50, et par l'intermédiaire de ces derniers avec l'élément  
35 calculateur 34, l'une des sorties du registre à décalage 36 étant reliée, de plus, à l'entrée S de la deuxième

bascule bistable 40 et une autre sortie à l'entrée R  
 de cette dernière et aux entrées d'activation des deux  
 registres à décalage à quatre bits 37, 38 déterminant  
 la durée de la période respiratoire. Le registre à  
 5 décalage à quatre bits 38 dont l'entrée d'horloge reçoit  
 les impulsions  $f_z$ , présente une sortie qui est reliée,  
 d'une part, à sa propre entrée d'activation et, d'autre  
 part, à l'entrée d'activation de l'autre registre à  
 décalage à quatre bits 37 tandis que les autres sorties  
 10 de ces deux registres à décalage à quatre bits 37, 38  
 sont combinées logiquement, et par l'intermédiaire des  
 circuits ET 44 à 49, avec l'élément calculateur 34  
 qui est également relié à un générateur de signaux et  
 à l'unité de visualisation 35.

15 Grâce à la combinaison logique des différents  
 circuits composant l'unité compacte venant d'être  
 décrite, on peut régler les temps  $t_1, t_2, t_3, t_4$  d'une  
 période de respiration  $T$ , suivant la fig. 2, au moyen  
 des commutateurs à seize pôles 10 à 13 et réaliser les  
 20 différentes méthodes de respiration artificielle à l'aide  
 des commutateurs 14, 15, 25, 26, 29 et du diviseur de  
 fréquence 25 ainsi que du générateur d'impulsions rectan-  
 gulaires 27. Lors de la mise sous tension de l'appareil  
 de respiration artificielle, les impulsions d'horloge  $f_T$   
 25 sont présentes aux entrées d'horloge du registre à  
 décalage à quatre bits dont la sortie 1 présente en  
 même temps automatiquement un niveau H qui provoque  
 l'activation du registre à décalage à quatre bits 6.  
 La première cadence suivante crée à la sortie A1 du  
 30 registre 6 un niveau H et commande le positionnement  
 de la bascule bistable 18 par l'intermédiaire du com-  
 mutateur 14. De ce fait la vanne électromagnétique 21  
 est actionnée et le temps d'inspiration  $t_1$  débute.

La commutation sur la sortie suivante s'effectue  
 35 au rythme de la fréquence d'horloge  $f_T$ . Lorsque le signal

de sortie arrive à la sortie sélectionnée par le commutateur 10, la bascule bistable 18 est ramenée à sa position initiale et le registre à décalage à quatre bits 7 est activé par l'intermédiaire du registre à décalage à trois bits 24. Ceci provoque la mise hors tension de la vanne électromagnétique 21 et la mise sous tension de la vanne électromagnétique 22 par l'intermédiaire de la bascule bistable 19 et de ce fait le temps d'inspiration  $t_1$  est terminé et le temps d'inspiration  $t_2$  commence. Le fonctionnement subséquent des registres à décalage à quatre bits 7 à 9 est analogue à celui du registre à décalage à quatre bits 6. Par l'activation du registre à décalage à quatre bits 8, le commutateur quatripolaire 15 commande le positionnement de la bascule bistable 20 et la mise sous tension de la vanne électromagnétique 23. A partir de cet instant débute le temps d'expiration  $t_3$  qui se termine par la fermeture de la vanne électromagnétique 23.

Le temps d'expiration  $t_3$  est suivi par le temps d'expiration  $t_4$  pendant lequel les vannes électromagnétiques 21 à 23 sont fermées. A la fin du temps d'expiration  $t_4$ , le registre à décalage à quatre bits 6 est redémarré par l'intermédiaire du registre à décalage à trois bits 24.

Comme cela a déjà été expliqué, les vannes électromagnétiques 21 et 22 sont branchées en parallèle sur le côté du gaz respiratoire au moyen de clapets d'étranglement de débit réglables 32, 33 ce qui, en fonction de la position des clapets, permet de choisir entre un débit croissant et un débit décroissant pendant l'inspiration. Lorsque le clapet d'étranglement 33 est complètement fermé, on obtient pendant le temps d'inspiration un niveau constant à la fin de l'inspiration (PEIP).

Lors d'un actionnement du commutateur quatri-

polaire 14, le registre à décalage à quatre bits 6 positionne la bascule bistable 18 qui n'est ramenée vers sa position initiale qu'à la fin du temps d'inspiration  $t_2$  par le registre à décalage à quatre bits 7. De ce fait  
5 la bascule bistable 19 n'est pas utilisée et seule la vanne électromagnétique 21 est ouverte pendant tout le temps d'inspiration  $t_1$  et  $t_2$ . En conséquence on obtient un courant de gaz respiratoire constant.

Dans une autre position du commutateur quadri-  
10 polaire 14, les bascules bistables 18, 19 sont positionnées simultanément au début du temps d'inspiration  $t_1$  par le registre à décalage à quatre bits 6 et elles ne sont ramenées vers leur position initiale qu'à la fin du temps d'inspiration  $t_2$  par le registre à décalage à  
15 quatre bits 7. De ce fait les deux vannes électromagnétiques 21, 22 sont ouvertes pendant tout le temps d'inspiration  $t_1$  et  $t_2$ . Grâce au branchement parallèle sur le côté du gaz respiratoire, on obtient des respirations profondes dont le rapport vis-à-vis des respirations  
20 normales peut être réglé à l'aide du commutateur à huit pôles 25 qui agit en combinaison avec les registres à décalage à trois bits 16, 17.

Il est également possible d'agir sur l'allure du gaz respiratoire pendant les temps d'expiration  $t_3$  et  
25  $t_4$ . Lorsqu'on réduit par exemple le temps d'expiration  $t_3$  par rapport au temps d'expiration  $t_4$ , on obtient un niveau constant à la fin de l'expiration (PEEP).

Pour réaliser une respiration forcée et intermittente (IMV), les commutateurs 15 et 29 sont placés de  
30 façon que les bascules bistables 18 et 19 soient positionnées simultanément par l'intermédiaire de leurs entrées statiques S et du registre à décalage à quatre bits 8 au début du temps d'expiration  $t_3$ . Le registre à décalage à quatre bits 9 ne commande le retour des trois  
35 bascules bistables 18 à 20 vers leur position initiale qu'à la fin du temps d'expiration  $t_4$ , c'est-à-dire seu-



lement lorsque la position réglée à l'aide du commutateur 13 est atteinte. Pendant tout le temps d'expiration  $t_3$  et  $t_4$ , les vannes électromagnétiques 21 à 23 se trouvent dans leur position d'ouverture ce qui permet une

5 respiration spontanée grâce à l'importante quantité de gaz disponible. Afin de prolonger les temps d'expiration  $t_3$  et  $t_4$ , on connecte de plus au moyen du commutateur 29 le diviseur de fréquence qui réduit la fréquence horloge  $f_H$  appliquée aux registres à décalage à quatre bits 8, 9.

10 Il est ainsi possible de multiplier par huit la durée de tous les temps d'expiration  $t_3$  et  $t_4$ . Une autre position du commutateur 15 permet de créer une condition de fonctionnement qui, lors d'une tentative de réanimation, autorise d'obtenir instantanément le temps d'inspiration

15 et de mettre en oeuvre une respiration assistée. Les conditions de service de la commande électronique 1 sont obtenues du fait que le commutateur 15 commande la mise en circuit de l'élément d'assistance 30 qui fait démarrer le registre à décalage à quatre bits 6

20 par l'intermédiaire du circuit OU 31 à un moment quelconque pendant tout le temps d'expiration  $t_3$  ou  $t_4$ .

Cette commande électronique 1 réalisée en tant que commande séquentielle est, comme déjà indiqué, compacte et elle est reliée avec la calculateur 2 pour la

25 fréquence respiratoire qui comprend essentiellement l'élément calculateur 34 avec l'unité de visualisation 35, le registre à décalage à quatre bits 36 commandant l'ordre chronologique de l'introduction des données de calcul, les deux registres à décalage à quatre bits 37,

30 38 destinés à déterminer la durée de la période de respiration, les deux bascules bistables 39, 40 pour le déclenchement des processus de commande et de comptage, et les circuits ET 41 à 50 pour l'introduction logique de chiffres et de signes. Lors de la combinaison logique

35 de ces composants, on prévoit également une liaison par l'intermédiaire des circuits ET 41 à 50 entre les sorties

numériques D1 à D10 et les entrées de chiffres et de signes opérationnels de l'élément calculateur 34 qui détermine la fréquence respiratoire  $f_A$  en divisant 60 secondes par la somme des temps de phase respiratoire  $t_1$  à  $t_4$ .

- 5        Dès le début du temps d'inspiration  $t_1$ , la bascule bistable 39 est positionnée par une impulsion de démarrage de la commande électronique 1 qui commande également la mise en circuit du registre à décalage à quatre bits. Les sorties A 0 à A 15 sont alors amenées à un
- 10    niveau H à la cadence de la fréquence de calcul  $f_R$ . En conséquence un "six" est introduit dans l'élément calculateur 34 par l'intermédiaire du circuit ET 41 dont la deuxième entrée est reliée à la sortie D6 de l'élément
- 15    calculateur 34 lorsqu'un niveau H est présent à la sortie A1. Lorsque le niveau H est présent à la sortie A3 du registre à décalage à quatre bits 36, le premier "zéro" est introduit par l'intermédiaire du circuit ET 42 et un deuxième "zéro" est introduit de la même façon lorsque
- 20    le niveau H est présent à la sortie A5. Pendant que la fréquence de calcul  $f_R$  continue à fournir les impulsions, le signe opérationnel "diviser" est introduit en même temps que le signal A7, le signe "diviser" étant suivi des signaux A9 et A11 représentant la valeur de mesure
- 25    à deux chiffres des temps de phase de respiration  $t_1$  à  $t_4$ . Cette valeur de mesure est déterminée par les registres à décalage à quatre bits 37, 38 fonctionnant en tant que compteurs, en comptant le nombre des impulsions  $f_Z$  appliquées à l'entrée d'horloge C du registre à décalage
- 30    à quatre bits 38 jusqu'à ce que celui-ci soit arrêté par un signal Q de la bascule bistable 40. La bascule bistable 40 est positionnée lorsqu'un niveau H est
- 35    présent à la sortie A9 du registre à décalage à quatre bits 36 du fait que le registre à décalage à quatre bits 38 (des dizaines) commence, à cet instant, à enregistrer la valeur de mesure. La sortie A11 du registre à décalage
- 36    déclenche l'introduction des valeurs du registre à

décalage à quatre bits 37 (des unités).

Après la fin de l'introduction des valeurs et lorsque le niveau H est présent à la sortie A13 du registre à décalage à quatre bits 36, les deux registres à décalage à quatre bits 37, 38 et la bascule bistable 40 sont ramenés à leur état initial et un nouveau cycle de comptage commence. Le signe "égal" est introduit simultanément à la remise à zéro de ces composants, dans l'élément de calcul 34, par l'intermédiaire du circuit ET 50. Après l'introduction de ce signal la fréquence respiratoire  $f_A$  calculée est visualisée par l'unité 35.

Lorsqu'il se trouve finalement un niveau H à la sortie A14 du registre à décalage à quatre bits 36, ce dernier et la bascule bistable 39 sont ramenés à leur état initial par l'intermédiaire de l'entrée 1 et l'entrée R de leurs circuits. De ce fait le calculateur 2 de la fréquence respiratoire est de nouveau prêt à recevoir l'impulsion de démarrage suivante délivrée par la commande électronique 1.

REVENDICATIONS

1 - Appareil de respiration artificielle qui comporte des dispositifs de commande pour la mise en oeuvre de nombreuses méthodes respiratoires et qui sont

5 réalisée à partir d'éléments de construction intégrés et d'éléments dérivés de ces derniers, et qui comprennent un système de commande temporisé pour la phase d'inspiration et la phase d'expiration ainsi qu'un dispositif de visualisation optique des paramètres notamment

10 un dispositif de visualisation de la fréquence respiratoire, caractérisé en ce qu'il comporte une commande électronique (1) et un calculateur numérique (2) pour la fréquence respiratoire qui sont réalisés par des circuits intégrés et reliés l'un à l'autre, en ce que

15 la commande électronique (1) est une commande séquentielle composée de registres à décalage qui sont équipés de groupes de construction périphériques pour la commande de l'allure du volume et de l'allure de la pression pendant le processus de respiration artificielle et de

20 modules de commande pour la formation de valeurs limites de combinaisons de paramètres dangereuse pour le patient, et qui sont reliés à un dispositif de visualisation numérique de la fréquence et en ce que pour commander les différentes méthodes respiratoires, tout en permettant

25 d'obtenir une caractéristique optimale de la respiration artificielle, les registres à décalage sont disposés de façon qu'il soit possible de créer des conditions quelconques pour les différentes périodes respiratoires et pour les processus de respiration artificielle grâce

30 à une combinaison logique avec des vannes à une ou plusieurs voies.

2 - Appareil suivant la revendication 1, caractérisé en ce que la commande séquentielle comporte quatre registres à décalage à quatre bits (6 à 9) qui sont

35 montés en série et comprennent chacun un compteur-décompteur à quatre bits et un décodeur binaire 1 de 16,

en ce que les registres à décalage à quatre bits (6 à 9) sont reliés chacun à un commutateur à seize pôles (10 à 13) qui sont combinés logiquement, d'une part, avec trois bascules bistables (18 à 20) et trois vannes électromagnétiques (21 à 23) montées à la suite de ces dernières, par l'intermédiaire de deux commutateurs quatripolaires (14,15) et de deux registres à décalage identiques (16, 17) à trois bits et, d'autre part, avec un troisième registre à décalage identique (24) à trois bits, en ce que les deux premiers registres à décalage (16, 17) à trois bits sont reliés, l'un avec l'autre, d'une part directement et, d'autre part, par l'intermédiaire d'un commutateur à huit pôles (25), en ce que les registres à décalage à quatre bits (6 à 9) sont reliés par l'intermédiaire d'un commutateur bipolaire (26) avec un générateur d'impulsions rectangulaires (27) et en ce que deux (8, 9) des registres à décalage à quatre bits sont reliés de plus à un commutateur tripolaire (29) par l'intermédiaire d'un diviseur de fréquence (28) d'un rapport de 1 : 8.

3 - Appareil suivant l'une des revendications 1 et 2, caractérisé en ce que le générateur d'impulsions rectangulaires (27) est relié aux entrées d'horloge des registres à décalage à quatre bits (6 à 9) qui sont combinés logiquement par les sorties de leurs commutateurs à seize pôles (10 à 13) avec le troisième registre à décalage à trois bits (24) délivrant l'impulsion de démarrage pour le calcul numérique de la fréquence respiratoire et qui présente sur son côté de sortie une liaison pour transmettre le signal horaire des temps des phases de respiration  $t_1$  à  $t_4$  aux entrées d'activation des registres à décalage à quatre bits (6 à 9) qui, à la cadence des fréquences d'horloge signalées, commutent les vannes électromagnétiques (21 à 23) par l'intermédiaire des commutateurs quatripolaires (14, 15) et des bascules bistables (18 à 20).

4 - Appareil suivant l'une des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que le commutateur à seize pôles (13) commandant le temps de la phase de respiration  $t_4$  est relié par sa sortie au conducteur de signalisation d'un dispositif d'assistance (30) qui peut être connecté directement au moyen d'un circuit OU (31).

5 - Appareil suivant l'une des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que les vannes électromagnétiques (21, 22), reliées à la première bascule bistable (18) et à la deuxième bascule bistable (19), sont branchées en parallèle sur leur côté du gaz respiratoire par l'intermédiaire des clapets d'étranglement de débit réglables (32, 33).

6 - Appareil suivant l'une des revendications 1 à 5, caractérisé en ce que le calculateur numérique (2) pour la fréquence respiratoire est constitué par un élément calculateur (34) avec une unité d'affichage (35), un registre à décalage à quatre bits (36) commandant la succession chronologique de l'introduction des données dans le calculateur ainsi que par deux autres registres à décalage à quatre bits (37, 38) destinés à déterminer la durée de la période respiratoire, par deux bascules bistables (39, 40) servant au déclenchement des processus de commande et de comptage et par deux circuits ET (41 à 50) destinés à l'introduction logique de chiffres et de signes dans l'élément calculateur.

7 - Appareil suivant la revendication 6, caractérisé en ce que la bascule bistable (39) combinée logiquement avec la commande électronique (1) est reliée à l'entrée d'horloge recevant la fréquence du calculateur  $f_R$ , du premier registre à décalage à quatre bits (36) dont les sorties présentent une liaison avec les circuits ET (41 à 50) et par l'intermédiaire de ces derniers avec l'élément calculateur (34) à l'exception d'une sortie reliée à l'entrée R de la bascule bistable (39) et à l'entrée d'activation du registre à décalage (36), l'une

des sorties de ce registre à décalage à quatre bits (36) étant reliée de plus à l'entrée S de la deuxième bascule bistable (40) et une autre sortie étant également raccordée de façon additionnelle à l'entrée R de la

5 même bascule bistable (40) ainsi qu'aux entrées d'activation des deux registres à décalage à quatre bits (37, 38) déterminant la durée de la période respiratoire, en ce que l'une des sorties du registre à décalage à quatre bits (38), dont l'entrée d'horloge reçoit les

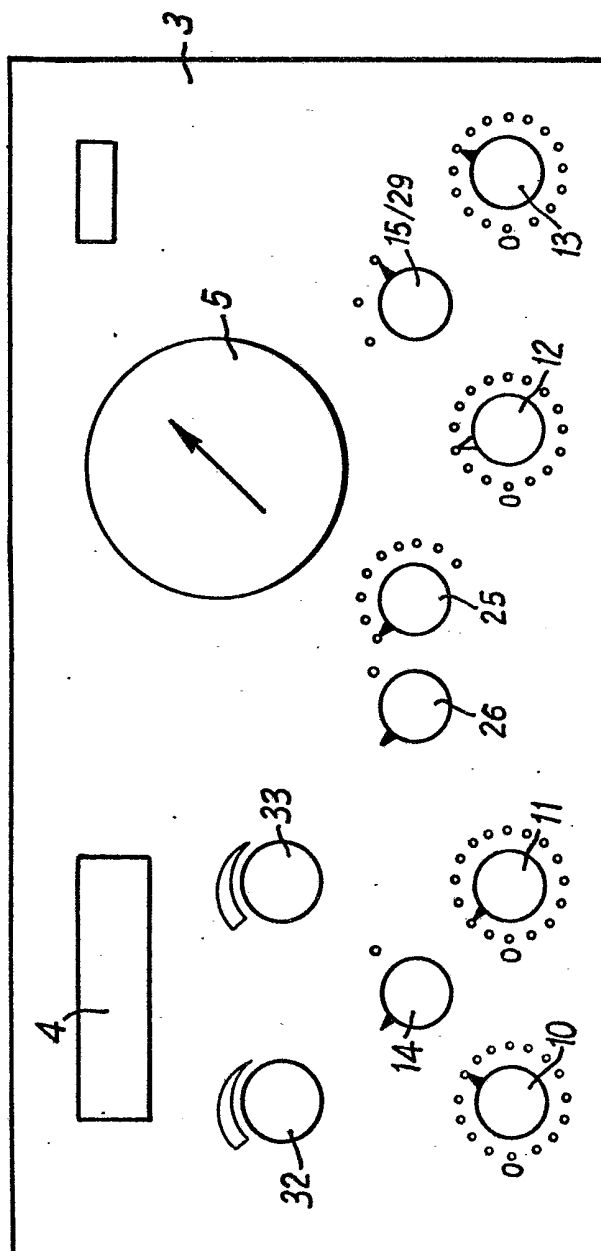
10 impulsions  $f_z$ , est reliée, d'une part, à l'entrée d'activation du même registre et, d'autre part, à l'entrée d'horloge de l'autre registre à décalage à quatre bits (37) et en ce que les autres sorties de ces deux registres à décalage à quatre bits (37, 38) sont combinées

15 logiquement et directement avec l'élément calculateur (34) qui est relié par l'intermédiaire des postes ET (44 à 49) à un générateur de signaux (51) et à une unité de visualisation (35).

8 - Appareil suivant l'une des revendications 1 à 7,

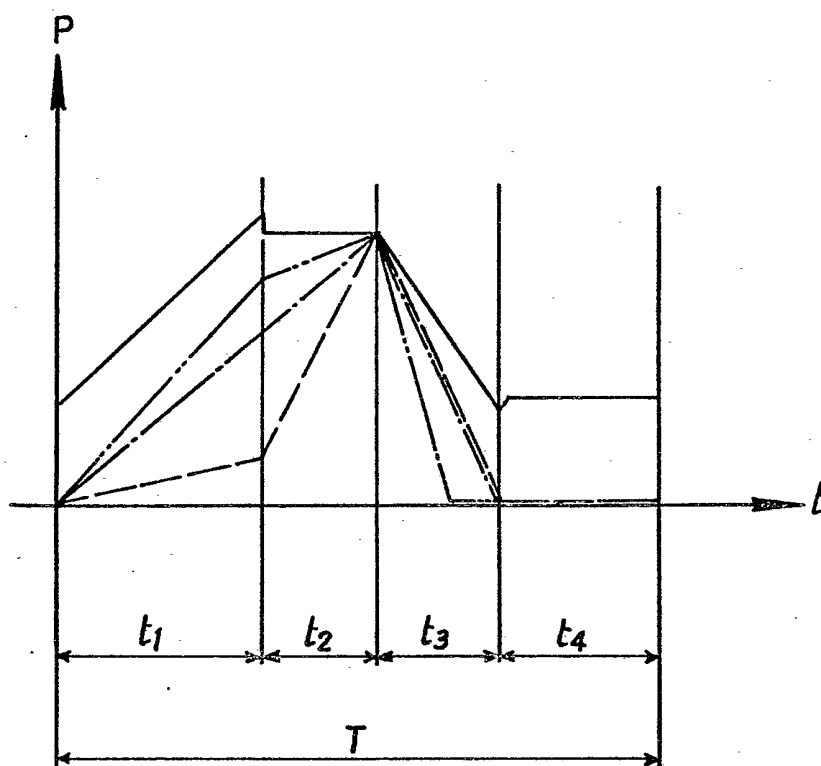
20 caractérisé en ce que la commande électronique (1) et le calculateur (2) pour la fréquence respiratoire combiné logiquement avec la commande forment une unité compacte qui présente plusieurs moyens de réglage et de commutation pouvant être manoeuvrés de l'extérieur.

Fig. 1



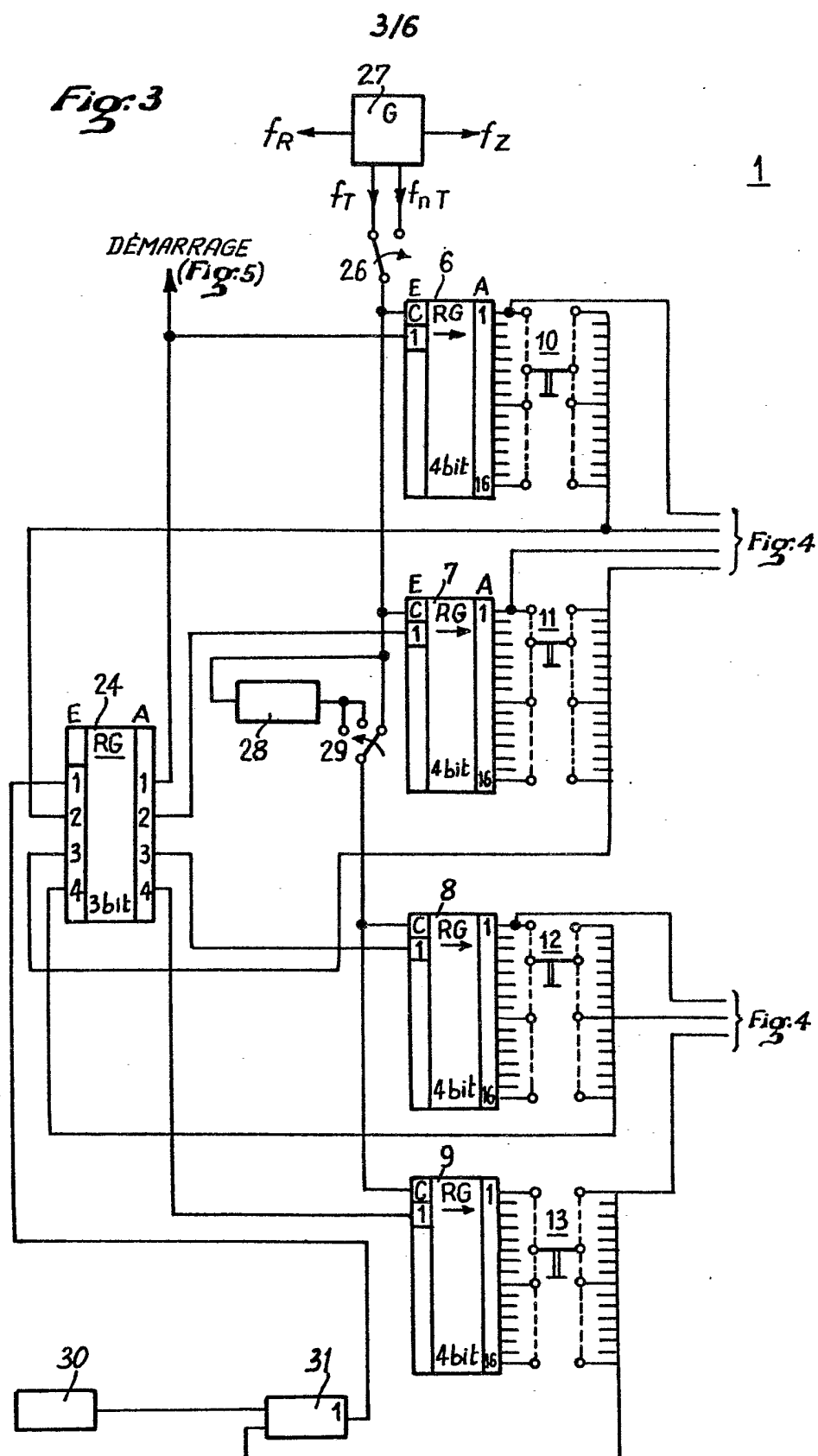


2/6

*Fig. 2*

- · — · — DÉBIT CONSTANT
- — — — — DÉBIT ACCÉLÉRÉ
- · — · — DÉBIT DÉCÉLÉRÉ
- — — — — DÉBIT CONSTANT, DISTRIBUTION (PEIP),  
EXHALATION LIMITÉE (PEEP)

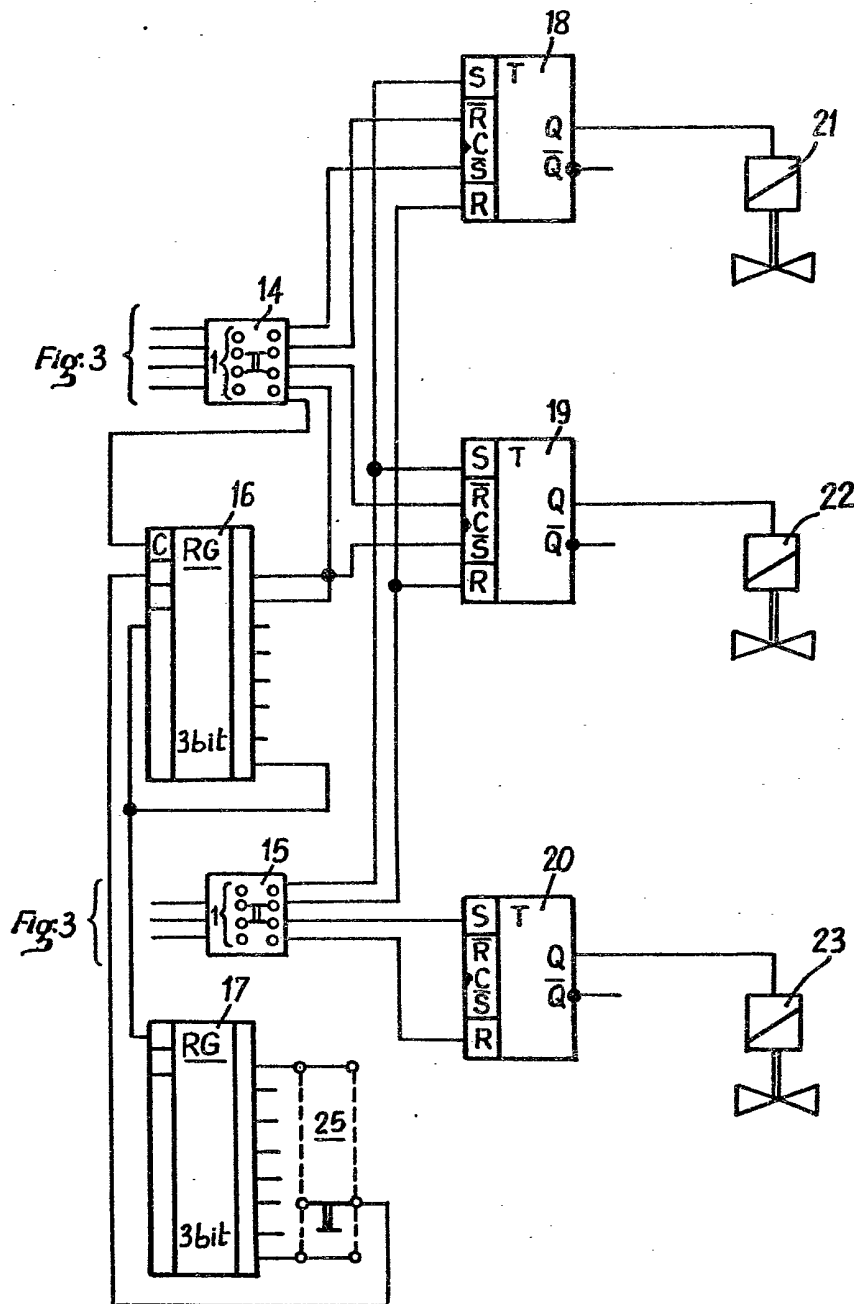
Fig. 3



4/6

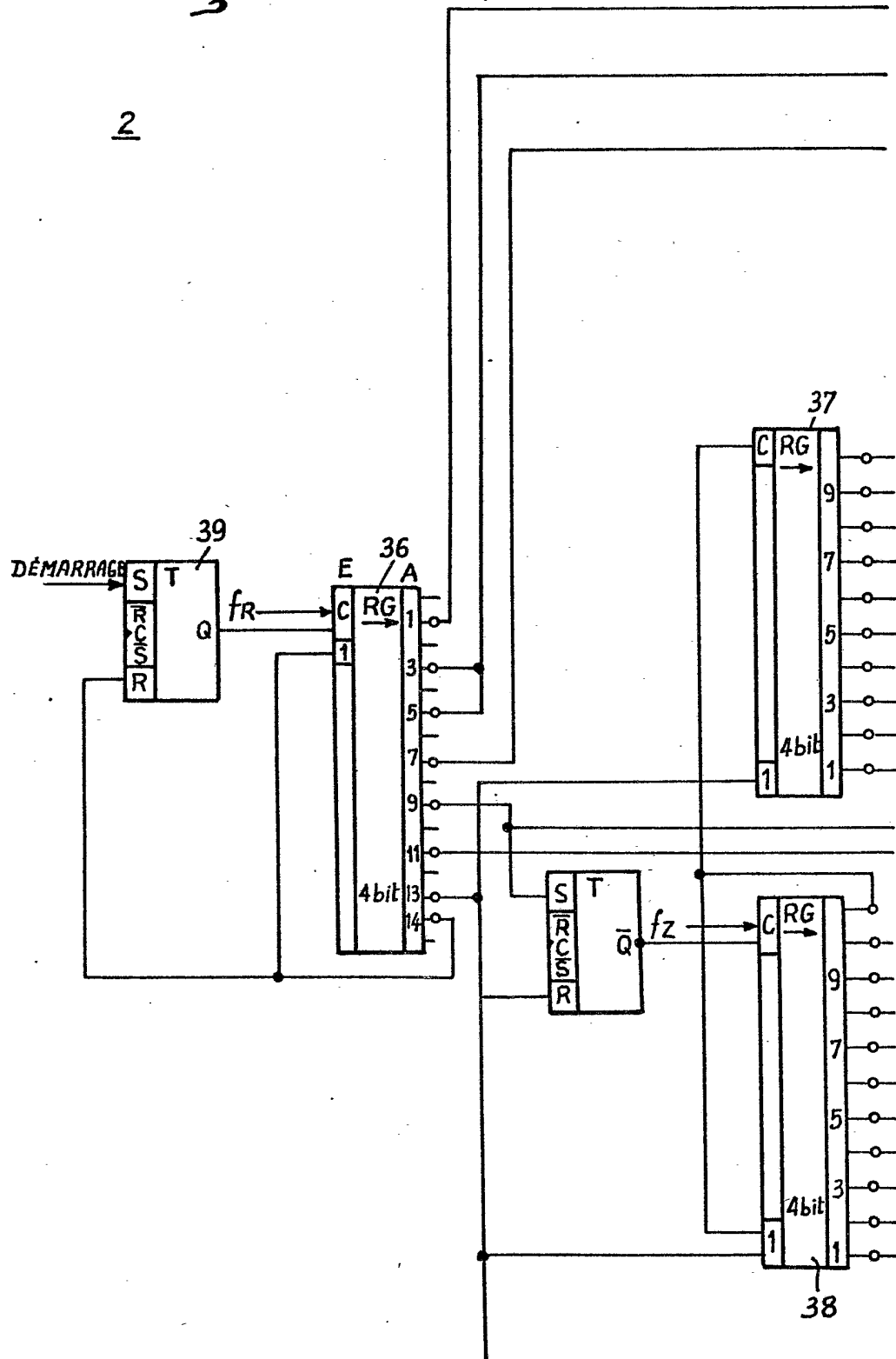
Fig. 4

1



5/6

Fig. 5



6/6

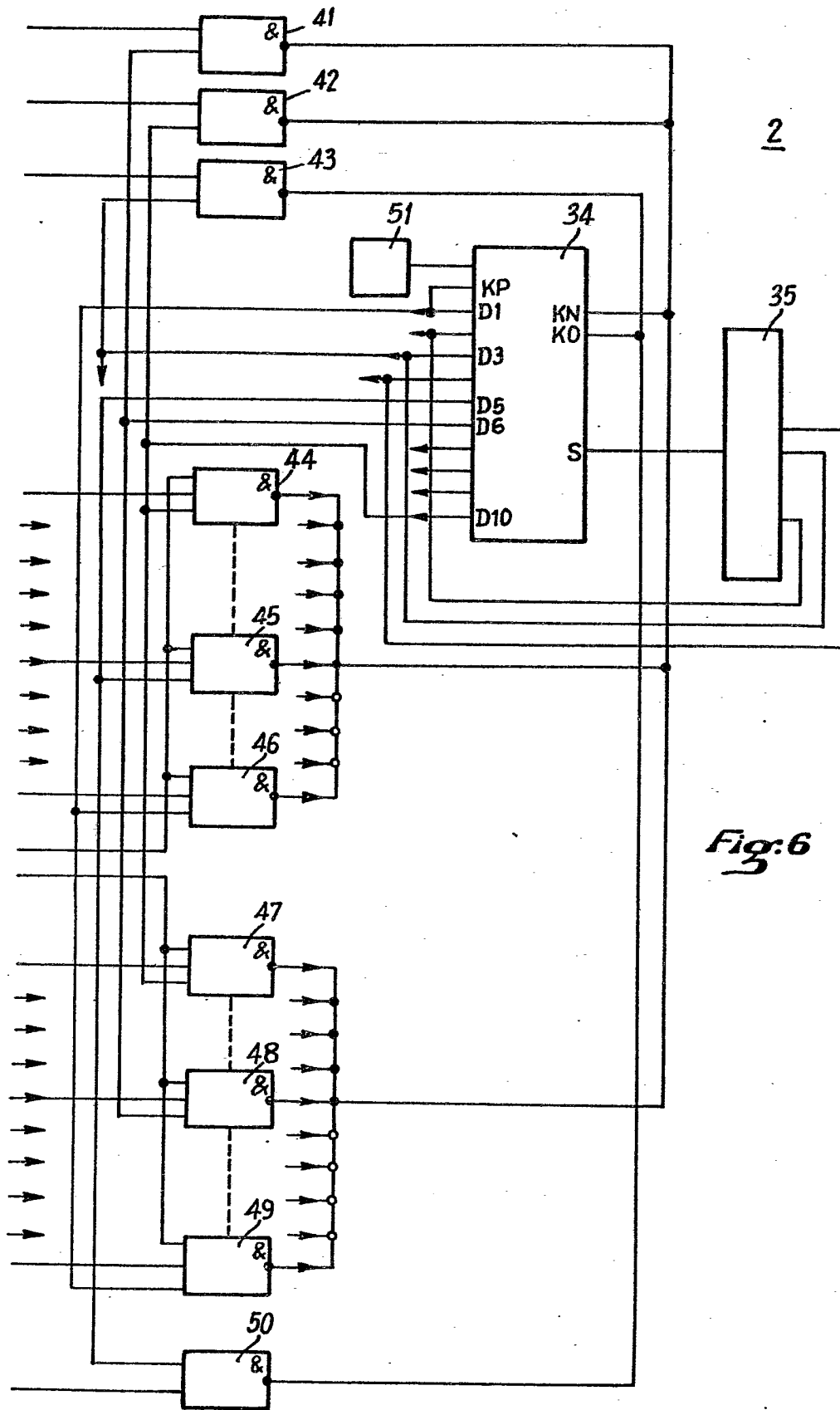


Fig. 6