

①2

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 15.06.92.

③0 Priorité :

④3 Date de la mise à disposition du public de la
demande : 17.12.93 Bulletin 93/50.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du
présent fascicule.*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : PIERRE MEDICAL (S.A.) — FR.

⑦2 Inventeur(s) : Bourdon Guy.

⑦3 Titulaire(s) :

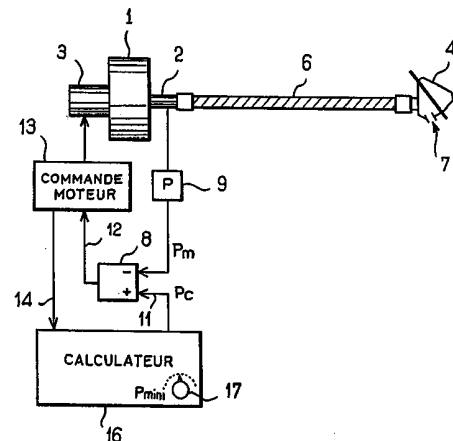
⑦4 Mandataire : Pontet & Allano S.A.R.L.

⑤4 Appareil d'aide à la respiration, notamment pour traiter l'apnée du sommeil.

⑤7 Un compresseur (1) entraîné par un moteur (3) envoie vers un masque nasal (4) un gaz respirable sous une légère pression relative positive. Le moteur (3) est commandé pour maintenir la pression dans l'orifice de refoulement (2) du compresseur (1) sensiblement égale à une valeur de consigne (P_c), indépendamment de l'inspiration et de l'expiration du patient.

Un calculateur (16) reçoit sur une entrée (14) un signal de vitesse du moteur (3) en tant que paramètre représentatif de l'activité respiratoire du patient. Lorsque l'analyse des variations de la vitesse du moteur révèle une hypopnée, le calculateur augmente la consigne de pression (P_c). Lorsque l'analyse des variations de la vitesse du moteur révèle une absence d'hypopnée pendant une durée prédéterminée, le calculateur réduit d'une quantité prédéterminée la consigne de pression (P_c).

Utilisation pour optimiser la pression appliquée au patient compte tenu des différentes phases du sommeil, de l'évolution de la maladie, etc.



La présente invention concerne un appareil d'aide à la respiration, notamment pour traiter les personnes sujettes à l'apnée du sommeil.

5 Le syndrome d'apnée du sommeil (SAS), est l'ensemble des signes ainsi que leurs conséquences dus à l'interruption périodique de la respiration pendant le sommeil. Le rétablissement de la respiration ne s'effectue généralement que lorsque la personne concer-
10 née se réveille. Ce phénomène peut se produire plusieurs centaines de fois par nuit, avec des interruptions de 10 secondes ou plus à chaque fois.

Il y a trois types de syndrome d'apnée du sommeil, chacun correspondant à une pathologie particulière.

15 Le premier type, le plus fréquent, est l'apnée obstructive. Il résulte d'une obstruction des voies aériennes supérieures provoquée par un affaissement de la langue et du palais. Les mouvements respiratoires continuent, mais à cause de cette obstruction, l'air ne
20 peut ni entrer ni sortir des poumons.

Le second type, plus rare, est appelé "apnée centrale". Elle se produit lorsque le centre respiratoire du cerveau ne commande plus la respiration. En l'absence de signal en provenance du cerveau, les
25 muscles respiratoires ne fonctionnent pas et l'air ne peut ni entrer ni sortir des poumons.

Le troisième type est l'apnée mixte qui est une combinaison des deux types précédents, le début de l'apnée étant de type central.

30 Dans le cas de l'apnée obstructive et de l'apnée mixte, le traitement par pression positive continue est le plus couramment utilisé. Cette technique consiste à appliquer en permanence, par l'intermédiaire d'un masque nasal relié par un tuyau à un appareil
35 générateur de pression, une faible pression relative

positive dans les voies aériennes supérieures afin d'éviter leur obstruction. Cette pression empêche la langue et le palais de se coller l'un à l'autre. Le résultat est immédiat: une respiration ininterrompue est rétablie, les poumons reçoivent l'oxygène dont ils ont besoin et la personne dort beaucoup mieux.

La valeur optimale de la pression correspond au minimum permettant de supprimer les apnées et les désaturations en oxygène qui en résultent dans le sang.

La détermination de cette pression optimale est réalisée au laboratoire, en soumettant le malade à un enregistrement polygraphique, et en montant progressivement le niveau de pression appliqué au patient jusqu'à disparition des événements respiratoires.

Le traitement décrit précédemment, consistant à appliquer au patient pendant toute la nuit un niveau de pression constant, présente un certain nombre de lacunes.

En effet, la fréquence et l'importance des apnées varient, au cours de la nuit, selon le stade de sommeil dans lequel se trouve le patient. Elles évoluent également dans le temps en fonction de l'évolution de l'état du patient (prise ou perte de poids, absorption d'alcool avant le coucher...).

Ainsi, la pression de traitement déterminée à la prescription n'est pas forcément adéquate par la suite. Or, des enregistrements de contrôle ne peuvent pas être réalisés régulièrement, à cause de leur coût et de la charge importante des laboratoires du sommeil, liée au grand nombre de patients à traiter.

De plus, le patient subit pendant toute la nuit une pression identique, alors que suivant les stades de son sommeil, une pression inférieure peut être suffisante, ou une pression supérieure nécessaire. Or, plus la pression moyenne appliquée pendant la nuit sera

basse, meilleurs seront le confort du patient et donc son acceptation du traitement, et plus les effets délétères liés à une pression trop forte seront minimisés.

5 Le but de la présente invention est de proposer un appareil d'aide à la respiration qui permette d'optimiser le traitement en fonction des besoins effectifs du patient à chaque stade du traitement.

10 Suivant l'invention, l'appareil d'aide à la respiration, notamment pour traiter l'apnée du sommeil, comprenant des moyens pour produire un flux de gaz respirable sous une légère pression relative positive, et des moyens pour guider ce flux jusqu'à un masque respiratoire, est caractérisé en ce que l'appareil
15 comprend en outre des moyens d'acquisition d'un paramètre représentatif de l'activité respiratoire du patient, et des moyens de réglage automatique pour augmenter la pression appliquée au moins lorsque le paramètre représentatif est indicatif d'une hypopnée, et
20 réduire la pression appliquée lorsque le paramètre représentatif est indicatif d'une respiration normale pendant une durée prédéterminée.

 Le terme "hypopnée" englobe les phénomènes de disparition totale de la respiration, et peut aussi
25 englober certains phénomènes de disparition partielle de la respiration, dus à une obstruction partielle des voies aériennes supérieures.

 Grâce à l'invention, l'appareil de traitement n'est plus un simple générateur de pression constante,
30 mais devient un appareil capable de détecter les hypopnées et d'ajuster le niveau de pression afin de supprimer les hypopnées.

 Ainsi, grâce à l'appareil, chaque fois qu'on détecte une hypopnée, on augmente la pression, de préférence par incréments, jusqu'à ce que l'hypopnée cesse.
35

Lorsqu'aucune hypopnée n'est apparue pendant un temps défini, on diminue la pression d'une valeur prédéterminée.

5 Ce procédé permet de mettre fin aux hypopnées tout en minimisant en permanence la pression appliquée.

De préférence, la pression ne peut pas descendre en dessous d'un seuil bas défini par le prescripteur et réglé sur l'appareil, et bien sûr elle ne peut pas dépasser la valeur maximale que l'appareil est capable de délivrer, ou une valeur maximale définie par le médecin.

10 D'autres particularités et avantages de l'invention ressortiront encore de la description ci-après, relative à des exemples non limitatifs.

15 Aux dessins annexés:

- la figure 1 est un schéma d'un appareil selon l'invention;

- la figure 2 est un organigramme pour le fonctionnement du calculateur de la figure 1;

20 - les figures 3 et 4 sont des schémas analogues à la figure 1 mais relatifs à deux autres modes de réalisation; et

- la figure 5 est un organigramme de fonctionnement du calculateur du mode de réalisation de la figure 4.

25 L'appareil représenté à la figure 1 comprend un compresseur 1 capable de produire à travers son orifice de refoulement 2 un gaz respirable sous une pression positive relative, c'est-à-dire mesurée par rapport à la pression atmosphérique, qui dépend de la vitesse de rotation de son moteur d'entraînement 3. De manière non représentée, le compresseur 1 est du type produisant la pression relative positive par une turbine de propulsion du gaz respirable. L'orifice de refoulement 2 est relié à un masque nasal 4 par un tuyau souple

30

35

6. Le masque nasal 4 est destiné à être appliqué sur le visage du patient, par exemple au moyen d'une sangle. Le masque 4 comporte un orifice 7 permettant au patient d'expirer malgré l'écoulement en sens contraire provenant du compresseur 1.

Un comparateur 8 compare en permanence la pression P_m détectée dans l'orifice de refoulement 2 du compresseur 1 par un détecteur de pression 9, avec une consigne de pression P_c appliquée à l'autre entrée 11 du comparateur 8. En fonction du résultat de la comparaison, le comparateur 8 fournit sur sa sortie 12 un signal appliqué à un dispositif 13 de commande du moteur pour réduire la vitesse de rotation du moteur 3 lorsque la pression mesurée par le détecteur 9 est supérieure à la consigne de pression, et pour augmenter la vitesse de rotation du moteur 3 et donc la pression à l'orifice de refoulement 2 lorsque la pression mesurée par le détecteur 9 est inférieure à la consigne de pression.

Ainsi, la pression à l'orifice de refoulement 2, et donc dans le masque nasal 4, est sensiblement la même pendant les phases d'inspiration et pendant les phases d'expiration du patient.

Pendant les phases d'inspiration, une dépression relative tend à se créer à l'orifice de refoulement 2 du compresseur 1, et le maintien de la pression à la valeur de consigne exige d'augmenter la vitesse de rotation du moteur 3.

Au contraire, pendant les phases d'expiration du patient, il tend à se créer une surpression excessive à l'orifice de refoulement 2, et le maintien de la pression à la valeur de consigne exige de réduire la vitesse de rotation du moteur 3.

Par conséquent, lorsque la respiration du patient est normale, la vitesse de rotation du moteur 3 suit une courbe périodique.

Suivant le mode de réalisation selon la figure 1, un signal représentatif de la vitesse de rotation du moteur 3 est appliqué par le dispositif de commande 13 à une entrée 14 d'un calculateur 16 qui a pour fonction
5 d'analyser la courbe de vitesse du moteur 3 en tant que paramètre représentatif de l'activité respiratoire du patient, et de modifier la consigne de pression P_C appliquée à l'entrée 11 du comparateur 8 en fonction du résultat de cette analyse.

10 D'une manière générale, lorsque l'analyse de la courbe de vitesse de rotation du moteur révèle une situation d'hypopnée, le calculateur 16 augmente la consigne de pression.

Au contraire, si l'analyse de la courbe de
15 vitesse du moteur révèle une absence d'hypopnée pendant une certaine durée prédéterminée, le calculateur réduit d'un pas prédéterminé la consigne de pression.

Le calculateur 16 est relié à une commande manuelle 17 permettant de régler la pression de consigne
20 minimale P_{mini} autorisée par le médecin à chaque patient.

On va maintenant décrire en référence à la figure 2, l'organigramme selon lequel, pour l'essentiel, est programmé le calculateur 16.

25 Dans la suite, on appelle "hypopnée" le symptôme consistant soit en une diminution anormale (par exemple de 50%) de l'activité respiratoire, soit le symptôme d'apnée totale consistant en la disparition totale de l'activité respiratoire.

30 Au départ, la pression de consigne P_C est choisie égale à P_{mini} , c'est-à-dire la pression de consigne minimale choisie à l'aide de la commande manuelle 17 (étape 18).

A l'étape 19, on rend arbitrairement égales à
35 une valeur A_0 , relativement faible, les valeurs A_n-8 ,

An-7, ..., An-1 de l'amplitude de la variation de vitesse du moteur lors des huit cycles respiratoires précédant celui qui est en cours d'analyse.

5 Ensuite, à l'étape 21, on calcule la moyenne des amplitudes des huit cycles précédents (moyenne M), et on calcule deux seuils S1 et S2 avec par exemple:

$$S1 = 0,8 M$$

$$S2 = 0,7 M$$

10 A l'étape 22, on recherche les extrémums de vitesse de rotation du moteur.

Pour cela, la vitesse de rotation du moteur à chaque cycle d'exécution du programme est mise en mémoire. Un maximum ou un minimum n'est validé que si la vitesse a ensuite varié suffisamment pour revenir
15 en-deçà de ce maximum ou minimum d'une valeur au moins égale au seuil S2.

En d'autres termes, comme le seuil S2 est plus grand que la moitié de la moyenne des amplitudes antérieures, un extremum donné ne sera pris en compte que si
20 la vitesse repasse ensuite de l'autre côté de la valeur moyenne des vitesses. En particulier, si la respiration s'arrête (apnée totale), la vitesse du moteur prend sa valeur moyenne et l'extrémum précédent n'est pas validé. Plus généralement, s'il tend à s'établir une amplitude
25 inférieure au seuil S2, les extrémums ne pourront plus être validés.

Au bout d'une durée T1 égale par exemple à 10 secondes, ceci est détecté au test suivant 23. En l'absence d'extremum pendant 10 secondes, on passe par
30 une branche "détection hypopnée forte" 24 de l'organigramme, dans laquelle on ramène à la valeur relativement basse AO les quatre amplitudes An-8 ... An-5 les plus anciennes encore en mémoire. Ceci a pour but de réduire les seuils S1 et S2 au prochain cycle de

calcul, de manière à déceler plus facilement une reprise de l'activité respiratoire.

En revenant au test 23, si un extremum a été trouvé dans les 10 secondes qui précèdent et si cet
5 extremum est le même que celui déjà pris en compte lors du précédent cycle de calcul, on retourne à l'étape 22 de recherche des extremums.

Si au contraire l'extremum est nouveau, on passe par une étape 26 de calcul de la nouvelle amplitude A_n , puis, étape 27, mise en mémoire de l'amplitude
10 A_n avec effacement simultané de la plus ancienne des amplitudes en mémoire A_{n-8} .

A l'étape 28, on compare l'amplitude nouvellement calculée A_n avec le plus grand S_1 des deux seuils.

Si l'amplitude nouvellement calculée A_n est supérieure au seuil S_1 , on passe sur une branche 29
15 respiration normale qui sera décrite plus loin.

Dans le cas contraire, c'est-à-dire si l'amplitude est comprise entre les seuils S_1 et S_2 , on
20 considère qu'il y a hypopnée faible 31.

Que l'on ait enregistré une hypopnée forte 24 ou une hypopnée faible 31, on effectue un test 32 pour savoir s'il y a déjà eu une hypopnée dans les
25 30 secondes qui ont précédé. Dans la négative, on remet à zéro le nombre MAP qui correspond à l'augmentation totale de pression dans les 30 secondes qui ont précédé.

Si au contraire il y a eu hypopnée dans les 30 secondes qui précèdent, on ne remet pas à zéro le nombre MAP.

L'étape suivante 33 consiste à ajouter un incrément relativement fort au nombre MAP si on a détecté une hypopnée forte, et un incrément relativement
30 faible si on a détecté une hypopnée faible. Puis, étape 34, on teste si le nouveau nombre MAP dépasse 6 cm d'eau
35 ($6hP_a$). Dans la négative, étape 36, on ajoute

l'incrément x , fort ou faible selon la force de l'hypopnée, à la consigne de pression P_c . Si au contraire MAP excède 6, on n'augmente la pression de consigne P_c que dans une mesure telle que l'augmentation totale dans les 30 secondes qui précèdent soit égale à 6 (étape 37).

Ceci a pour but d'éviter d'augmenter outre mesure la pression pour traiter une seule hypopnée: si une augmentation de plus de 6 cm d'eau est nécessaire pour traiter une hypopnée, c'est qu'il y a une anomalie quelconque et il vaut mieux que le patient se réveille.

Ensuite, la nouvelle pression de consigne est appliquée au comparateur 8 de la figure 1 sous réserve qu'elle n'excède pas la pression de consigne maximum $P_{\max i}$. Si la pression P_c excède $P_{\max i}$, la consigne appliquée au comparateur 8 est égale à $P_{\max i}$ (étape 38). On est ensuite ramené à l'étape 21 du calcul des seuils. Si l'hypopnée forte ou faible qui a été détectée lors du cycle précédent n'est toujours pas levée, la pression de consigne va être augmentée d'un nouvel incrément et ainsi de suite jusqu'à ce que l'augmentation totale de la pression MAP dans les 30 secondes atteigne 6 cm d'eau ou jusqu'à ce que l'hypopnée soit levée.

Ainsi, on compare l'amplitude à deux seuils différents, l'un pour détecter les hypopnées fortes, incluant les apnées totales, et appliquer une augmentation relativement rapide de la pression de consigne, l'autre pour détecter les hypopnées faibles, résultant d'une obstruction partielle des voies respiratoires supérieures, et appliquer une augmentation de pression nettement plus modérée.

L'une des particularités importantes de l'invention consiste à analyser le paramètre représentatif de l'activité respiratoire (la vitesse du moteur 3) non pas par comparaison avec des seuils absolus, mais

par comparaison avec l'activité respiratoire qui a juste précédé l'anomalie respiratoire. On a en effet constaté que l'activité respiratoire variait beaucoup au cours du sommeil, si bien qu'une activité qui serait normale dans
5 une certaine phase de sommeil peut correspondre à une hypopnée dans une autre phase du sommeil.

Revenant à la branche 29 de l'organigramme, celle-ci conduit à un test 39 pour déterminer si un temps T2 s'est écoulé sans détection d'hypopnée. Dans la
10 négative, on retourne à l'étape 21 de calcul des seuils.

Si au contraire un temps T2, par exemple égal à 30 minutes, s'est écoulé sans hypopnée, on réduit la pression de consigne de par exemple 2 cm d'eau. On se donne ainsi une chance de ramener la pression appliquée
15 au malade à une valeur inférieure si cela est possible.

Toutefois, si la nouvelle pression de consigne devenait ainsi inférieure à la pression minimale telle qu'affichée grâce à la commande manuelle 17 de la figure 1, la pression de consigne est simplement rendue égale à
20 la pression mini affichée. On est ensuite, une fois encore, ramené à l'étape 21 de calcul des seuils.

Dans l'exemple représenté à la figure 3, qui ne sera décrit qu'en ce qui concerne ses différences par rapport à celui de la figure 1, on a placé sur l'orifice de refoulement 2 du compresseur 1 un détecteur de débit
25 41 dont le signal est envoyé à une entrée 42 du calculateur. Par contre, le calculateur ne reçoit plus de signal correspondant à la vitesse de rotation du moteur. C'est maintenant le signal de débit fourni par le
30 détecteur 41 qui donne au calculateur le paramètre représentatif de l'activité respiratoire. Lorsque le malade inspire, le détecteur de débit 41 relève un débit plus élevé que lorsque le malade expire. Autrement dit, les variations du débit se font en sens contraire de
35 celles de la vitesse du moteur 3. A part cela, rien

n'est changé, et l'organigramme de la figure 2 est valable pour le mode de réalisation de la figure 3, excepté que, à l'étape 22 de recherche des extremums, il faut remplacer le mot "vitesse" par le mot "débit".

5 L'exemple de la figure 4 correspond à une version simplifiée.

Dans cet exemple, qui ne sera décrit qu'en ce qui concerne ses différences par rapport à celui de la figure 1, il n'y a pas de régulation de pression à 10 l'orifice de refoulement 2, c'est-à-dire que, en dehors des situations d'apnée ou d'hypopnée, le moteur 3 tourne à la même vitesse lorsque le patient inspire et lorsqu'il expire. La pression à l'orifice de refoulement 2 est donc relativement basse lorsque le malade inspire 15 et relativement forte lorsqu'il expire. La pression à l'orifice de refoulement 2 constitue donc un paramètre représentatif de l'activité respiratoire et elle est, à ce titre, détectée par le capteur de pression 9. Le 20 calculateur 16, qui reçoit sur une entrée 43 le signal de pression 9, analyse la courbe de pression et fournit au dispositif de commande 13 du moteur 3 un signal pour augmenter la vitesse du moteur 3 lorsque les variations de la pression sont indicatives d'une situation d'hypopnée, et pour réduire la vitesse du moteur 3 25 lorsqu'aucune situation d'hypopnée n'a été relevée pendant une durée déterminée, par exemple 30 minutes.

La figure 5 représente un organigramme schématique selon lequel peut être programmé le calculateur 17 de la figure 4.

30 Au départ, la vitesse V du moteur est réglée à une valeur V_{mini} (étape 44) affichée grâce à une commande manuelle 46 (figure 4).

On passe ensuite à une étape 47 de détection des hypopnées d'après l'amplitude des variations de 35 pression. Cette étape peut correspondre aux étapes 21 et

22 de la figure 2, sauf qu'elle est alors appliquée à la pression au lieu d'être appliquée à la vitesse du moteur. En l'absence d'hypopnée, on passe par une
5 branche 48 dans laquelle on réduit d'une valeur prédéterminée n' la vitesse du moteur si un temps T_2 , par exemple de 30 minutes, s'est écoulé sans hypopnée, sans toutefois faire tomber la vitesse à une valeur inférieure à la vitesse affichée V_{mini} .

En cas d'hypopnée détectée pendant une durée
10 supérieure ou égale à une valeur T_1 de par exemple 10 secondes, on incrémente la vitesse V d'une valeur prédéterminée n , sans toutefois laisser la vitesse dépasser une valeur V_{maxi} .

Par conséquent, dans cet exemple simplifié, on
15 ne distingue qu'un seul degré d'intensité de l'hypopnée et lorsque l'hypopnée est détectée, il est prévu un seul et même mode d'action pour tous les cas, c'est-à-dire une incrémentation de la vitesse du moteur selon un pas prédéterminé et un seul.

20 Bien entendu, l'invention n'est pas limitée aux exemples décrits et représentés.

On pourrait prévoir dans les calculateurs des réalisations selon les figures 1 et 3 un programme ne distinguant qu'un seul type d'hypopnée, ou au contraire
25 équiper le mode de réalisation selon la figure 4 avec un programme traitant de manière différente les hypopnées faibles et les hypopnées fortes comme cela a été décrit en référence à la figure 2.

REVENDICATIONS

1. Appareil d'aide à la respiration, notamment pour traiter l'apnée du sommeil, comprenant des moyens (1, 3) pour produire un flux de gaz respirable sous une
5 légère pression relative positive, et des moyens (6) pour guider ce flux jusqu'à un masque respiratoire (4), caractérisé en ce que l'appareil comprend en outre des moyens (14, 26, 42, 43) d'acquisition d'un paramètre (An) représentatif de l'activité respiratoire du patient
10 et des moyens de réglage automatique pour augmenter la pression appliquée au lorsque le paramètre représentatif est indicatif d'une hypopnée, et réduire la pression appliquée lorsque le paramètre représentatif est indicatif d'une respiration normale pendant une durée prédéterminée (T_2)
15

2. Appareil selon la revendication 1, caractérisé en ce que les moyens d'acquisition d'un paramètre représentatif comprennent des moyens (14; 41, 42; 9, 43) de détection d'un paramètre indicatif de l'écoulement du
20 gaz respirable dans l'appareil d'aide à la respiration.

3. Appareil selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que les moyens d'acquisition d'un paramètre représentatif comprennent des moyens (9, 43) de détection de la pression d'écoulement du gaz respi-
25 rable.

4. Appareil selon la revendication 2, caractérisé en ce que les moyens d'acquisition d'un paramètre représentatif comprennent des moyens (41, 42) de détec-
tion du débit d'écoulement du gaz respirable.

5. Appareil selon la revendication 2, caractérisé en ce que les moyens d'acquisition d'un paramètre représentatif comprennent des moyens (14) de détection
30 d'un paramètre de fonctionnement d'un compresseur de production du flux de gaz respirable.

6. Appareil selon la revendication 1, caracté-
risé en ce qu'il comprend des moyens (9) pour détecter
la pression d'écoulement du flux de gaz, des moyens (8,
13) pour régler un paramètre de fonctionnement d'un
5 compresseur (1) de production du flux de gaz respirable
pour tendre à ramener automatiquement la pression
d'écoulement à une valeur de consigne (P_C), et en ce que
les moyens de réglage automatique sont des moyens (16)
pour modifier la valeur de consigne de la pression.

10 7. Appareil selon la revendication 6, caracté-
risé en ce que les moyens d'acquisition du paramètre
représentatif sont des moyens d'acquisition de
l'amplitude (A_n) de la variation du paramètre de
fonctionnement du compresseur.

15 8. Appareil selon l'une des revendications 1 à
6, caractérisé en ce que les moyens d'acquisition du
paramètre représentatif sont des moyens d'acquisition de
l'amplitude (A_n) de la variation d'un paramètre
indicatif de l'écoulement du gaz respirable.

20 9. Appareil selon l'une des revendications 7
ou 8, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens de
comparaison (22, 28) pour comparer l'amplitude de ladite
variation avec au moins un seuil (S_1 , S_2) calculé
d'après une valeur d'amplitude (M) portant sur au moins
25 une période de variation antérieure, et en ce que les
moyens de réglage automatique augmentent la pression
lorsque l'amplitude (A_n) est inférieure au seuil.

10. Appareil selon la revendication 9, carac-
térisé en ce que le seuil (S_1 , S_2) est calculé d'après
30 une valeur d'amplitude moyenne (M) portant sur plusieurs
périodes antérieures ($A_{n-8}, \dots A_{n-1}$).

11. Appareil selon l'une des revendications 7
ou 8, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens pour
comparer l'amplitude de ladite variation avec un seuil
35 de prise en compte (S_2) et en ce que les moyens de

réglage automatique augmentent la pression appliquée lorsque la variation (A_n) reste inférieure au seuil de prise en compte pendant une seconde durée prédéterminée (T_1).

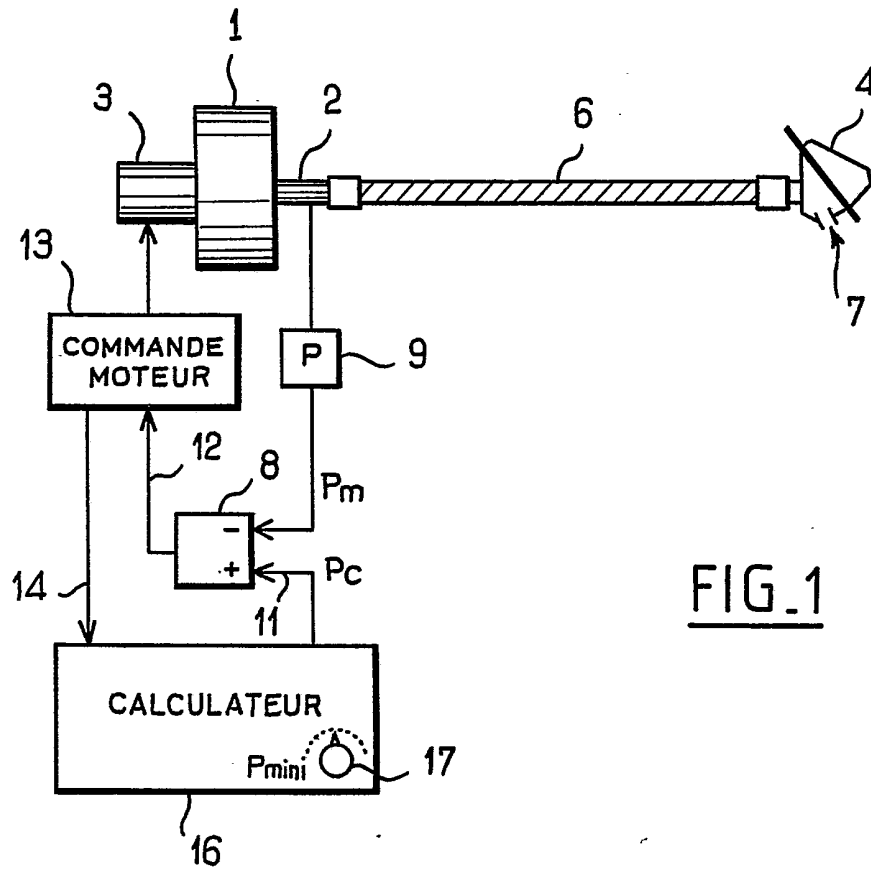
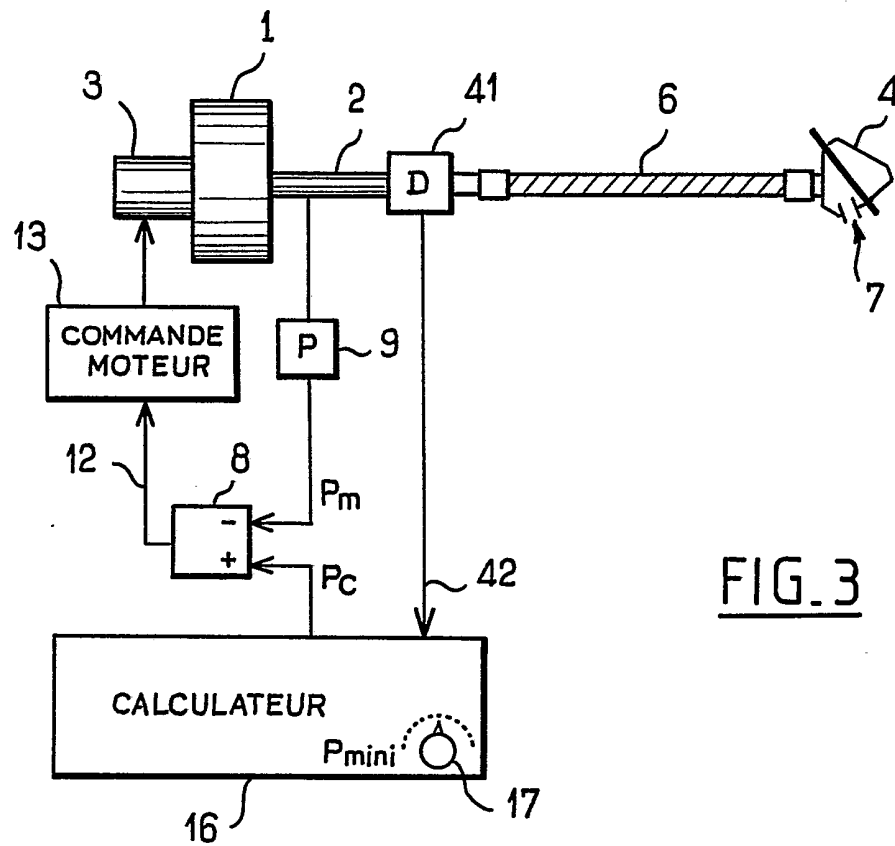
5 12. Appareil selon l'une des revendications 1 à 8, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens pour comparer le paramètre représentatif (A_n) avec un seuil (S_1) de faible hypopnée et un seuil (S_2) de forte hypopnée, en ce que les moyens de réglage automatique
10 augmentent la pression appliquée d'un premier incrément (x), relativement grand, lorsque le paramètre est au-delà du seuil (S_2) de la forte hypopnée, par rapport au seuil (S_1) de faible hypopnée, et d'un deuxième incrément (x), relativement petit, lorsque le paramètre
15 représentatif est compris entre les deux seuils (S_1 , S_2).

13. Appareil selon l'une des revendications 9 à 12, caractérisé par des moyens (24) pour réduire le seuil après détection d'une hypopnée.

20 14. Appareil selon l'une des revendications 1 à 13, caractérisé en ce que les moyens de réglage sont conçus pour augmenter la pression (P_c) par incréments successifs (x) lorsque le paramètre représentatif (A_n) conserve une valeur indicative d'une hypopnée.

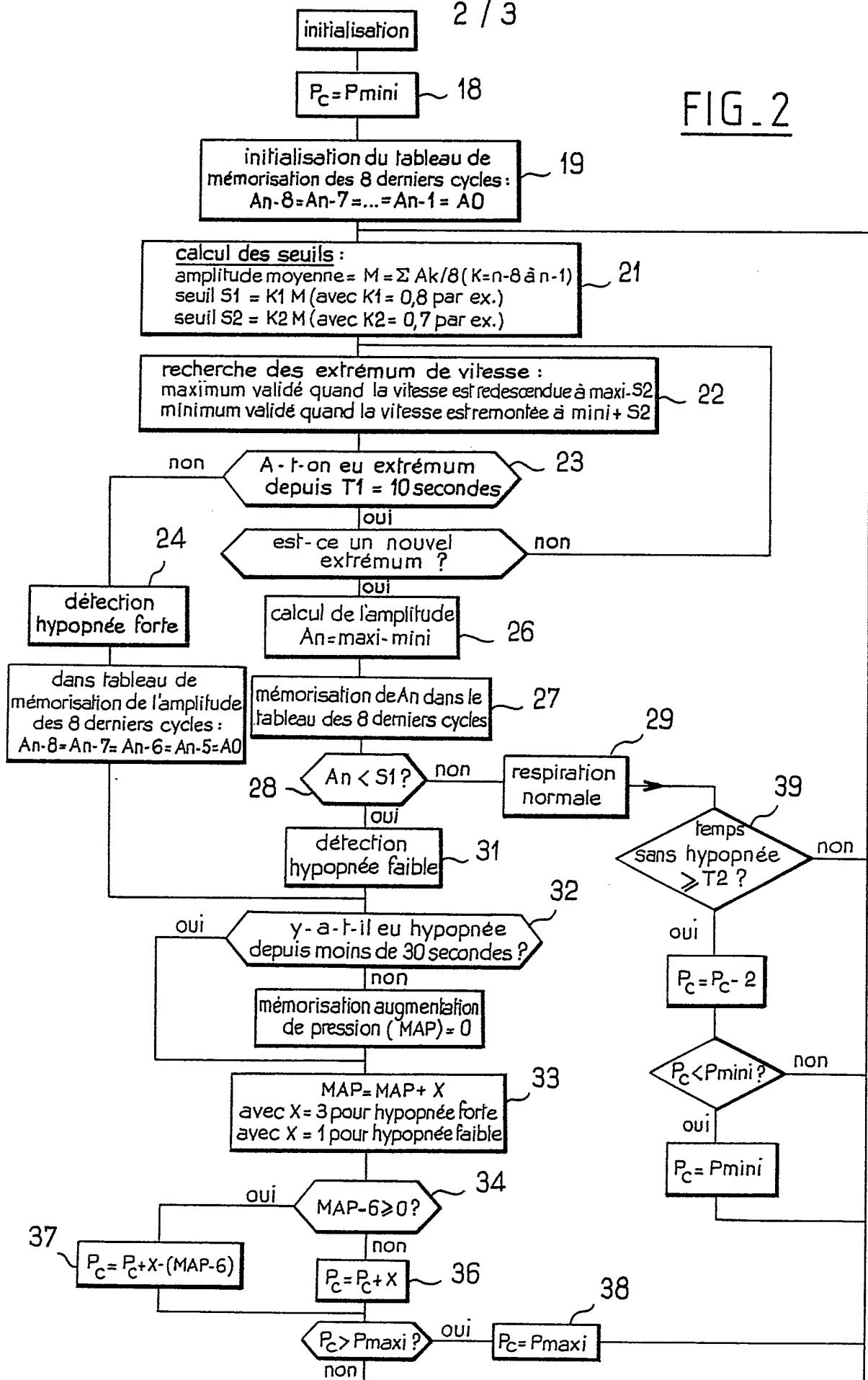
25 15. Appareil selon la revendication 14, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens (34, 37) pour limiter l'augmentation de pression (MAP) permise pendant un intervalle de temps prédéterminé.

1 / 3

FIG. 1FIG. 3

2 / 3

FIG. 2



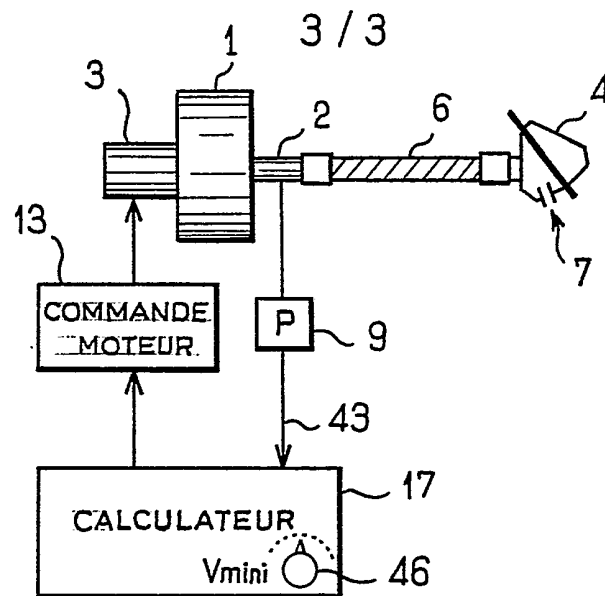


FIG. 4

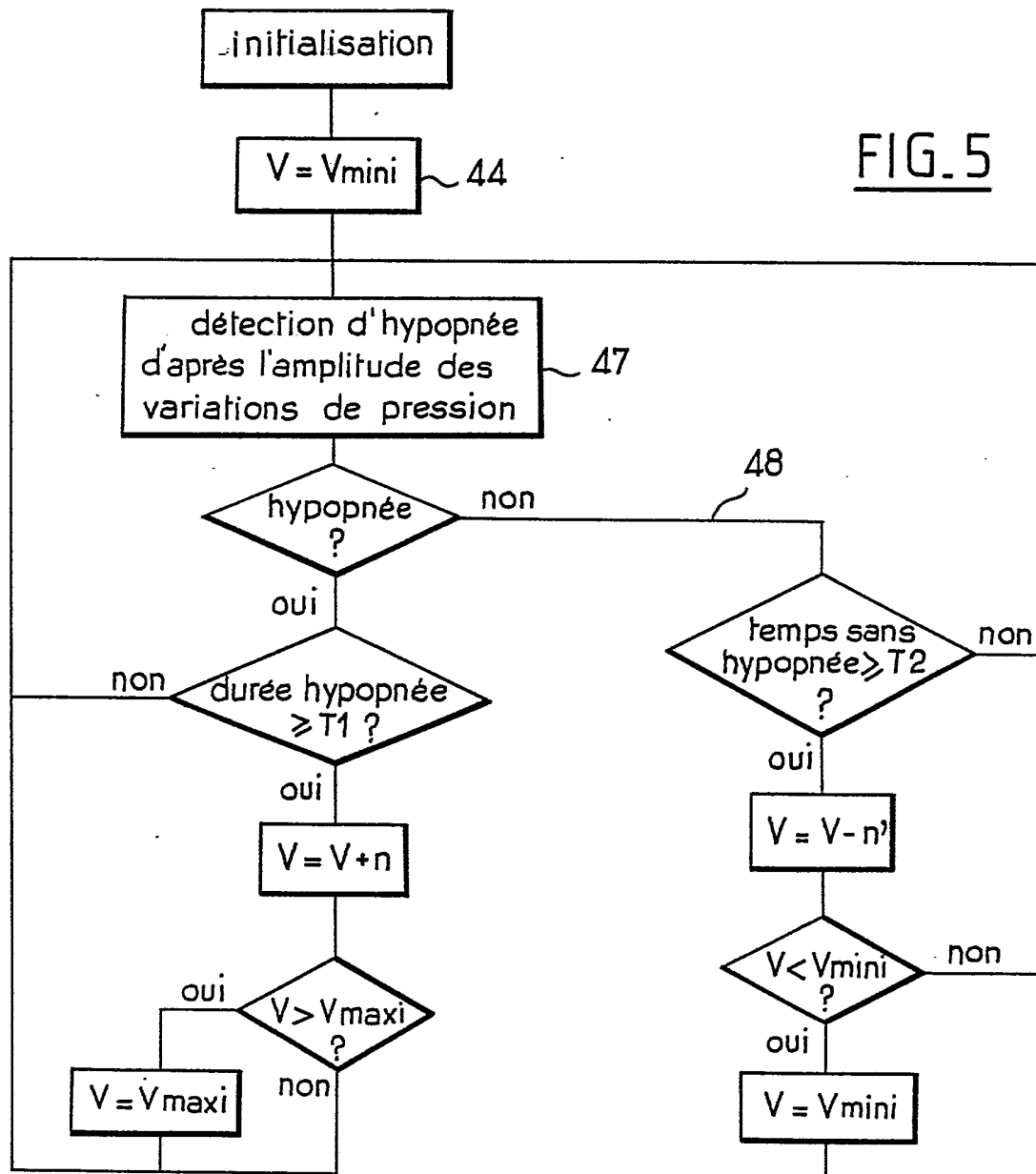


FIG. 5

INSTITUT NATIONAL
de la
PROPRIETE INDUSTRIELLE

RAPPORT DE RECHERCHE
établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement
national

FR 9207184
FA 472379

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
X	WO-A-9 014 121 (PURITAN-BENNETT CORPORATION)	1-3,5-15
Y	* abrégé; figures 3,12 * * page 6, ligne 2 - ligne 17 * * page 9, ligne 9 - ligne 12 * * page 16, ligne 3 - ligne 8 * * page 16, ligne 28 - page 17, ligne 2 * * page 23, ligne 4 - page 24, ligne 15 * * page 25, ligne 17 - ligne 25 * ---	4
Y	WO-A-8 910 768 (SIPIN)	4
A	* abrégé; revendications 1-7; figures 1,2 * ---	1
A	WO-A-8 810 108 (TRAVENOL CENTER FOR MEDICAL RESEARCH) * abrégé; figure 3 * * page 13, ligne 13 - page 14, ligne 2 * * page 14, ligne 17 - page 16, ligne 4 * ---	
A	US-A-5 117 819 (SERVIDIO ET AL.) * abrégé; figures 1,4 * * colonne 4, ligne 60 - colonne 5, ligne 21 * -----	
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int. Cl.5)
		A61M
Date d'achèvement de la recherche 19 FEVRIER 1993		Examineur ZEINSTR H.
CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général O : divulgation non-écrite P : document intercalaire T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant		