



(86) Date de dépôt PCT/PCT Filing Date: 2000/02/10
(87) Date publication PCT/PCT Publication Date: 2000/08/17
(85) Entrée phase nationale/National Entry: 2001/08/10
(86) N° demande PCT/PCT Application No.: FR 00/00334
(87) N° publication PCT/PCT Publication No.: WO 00/47262
(30) Priorité/Priority: 1999/02/12 (99/06515) FR

(51) Cl.Int.⁷/Int.Cl.⁷ A61M 16/00
(71) Demandeur/Applicant:
MALLINCKRODT DEVELOPPEMENT FRANCE, FR
(72) Inventeurs/Inventors:
GRILLER LANOIR, VERONIQUE, FR;
NICOLAZZI, PASCAL, FR;
NADJAFIZADEH, HOSSEIN, FR
(74) Agent: SMART & BIGGAR

(54) Titre : DISPOSITIF D'ALIMENTATION EN GAZ POUR APNEES DU SOMMEIL
(54) Title: GAS SUPPLY FOR SLEEP APNEA

(57) **Abrégé/Abstract:**

L'invention concerne des procédés de commande d'un appareil de fourniture de pression d'air à un patient souffrant de troubles du sommeil tels qu'apnées, le patient portant un masque (MVA) par lequel de l'air sous pression est fourni à ses voies aériennes supérieures par l'appareil, dans lesquels: on mesure la pression d'air dans le masque (MVA) et le débit d'air fourni au masque (MVA); on détermine à partir des variables mesurées, si des événements représentatifs de troubles du sommeil apparaissent ou non.



**PCT**ORGANISATION MONDIALE DE LA PROPRIÉTÉ INTELLECTUELLE
Bureau international

DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITE DE COOPERATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(51) Classification internationale des brevets ⁷ : A61M 16/00	A1	(11) Numéro de publication internationale: WO 00/47262 (43) Date de publication internationale: 17 août 2000 (17.08.00)
(21) Numéro de la demande internationale: PCT/FR00/00334 (22) Date de dépôt international: 10 février 2000 (10.02.00) (30) Données relatives à la priorité: 99/06515 12 février 1999 (12.02.99) FR (71) Déposant (pour tous les Etats désignés sauf US): MALLINCK-RODT DEVELOPPEMENT FRANCE [FR/FR]; Pôle Technologique de Brabois, 10, allée de Pelletier Doisy, F-54600 Villers-les-Nancy (FR). (72) Inventeurs; et (75) Inventeurs/Déposants (US seulement): NADJAFIZADEH, Hossein [FR/FR]; 54, rue de la Grande Corvée, F-54600 Villers-les-Nancy (FR). NICOLAZZI, Pascal [FR/FR]; 16, square de l'abbé Didelot, F-54520 Laxou (FR). GRILLER LANOIR, Véronique [FR/FR]; Les Hauts de Relançon, F-25000 Besançon (FR). (74) Mandataire: DERAMBURE, Christian; Bouju Derambure Bugnion, 52, rue de Monceau, F-75008 Paris (FR).		(81) Etats désignés: CA, JP, US, brevet européen (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE). Publiée <i>Avec rapport de recherche internationale.</i>
(54) Title: GAS SUPPLY FOR SLEEP APNEA (54) Titre: DISPOSITIF D'ALIMENTATION EN GAZ POUR APNEES DU SOMMEIL (57) Abstract The invention concerns methods for controlling an apparatus supplying air pressure to a patient suffering from sleep disorders such as apnea, the patient wearing a mask (MVA) through which pressurised air is supplied to his upper anatomical airways by the apparatus, which consist in: measuring the air pressure in the mask (MVA) and the air flow rate supplied to the mask (MVA); determining from the measured variables, the occurrence or not of signs denoting sleep disorders. (57) Abrégé L'invention concerne des procédés de commande d'un appareil de fourniture de pression d'air à un patient souffrant de troubles du sommeil tels qu'apnées, le patient portant un masque (MVA) par lequel de l'air sous pression est fourni à ses voies aériennes supérieures par l'appareil, dans lesquels: on mesure la pression d'air dans le masque (MVA) et le débit d'air fourni au masque (MVA); on détermine à partir des variables mesurées, si des événements représentatifs de troubles du sommeil apparaissent ou non.		

DISPOSITIF D'ALIMENTATION EN GAZ POUR APNEES DU SOMMEIL

L'invention concerne un procédé de commande d'un appareil de fourniture de pression d'air à un patient souffrant de troubles du sommeil.

L'invention concerne également un appareil de fourniture de pression d'air à un patient souffrant de troubles du sommeil.

Ces troubles du sommeil sont respiratoires et tendent à réveiller intempestivement le patient.

Ce sont par exemple les apnées, les hypopnées, les vibrations acoustiques ou ronflements, la limitation du flux respiratoire dues à un resserrement des voies aériennes supérieures du patient.

Le document US-A-5 458 137 décrit un procédé et un dispositif pour contrôler la respiration en cas de troubles du sommeil, qui utilisent des niveaux de pression multiples et variables.

Une source de pression fournit un gaz respirable comprimé à une pression relativement basse aux voies aériennes de l'utilisateur.

Des capteurs de pression surveillent les pressions et les convertissent en signaux électriques.

Les signaux électriques sont filtrés et traités pour extraire des caractéristiques spécifiques telles que la durée et des niveaux d'énergie.

Si ces caractéristiques dépassent des seuils choisis de durée et de niveau d'énergie au-delà d'une période minimum de temps, le microprocesseur indique la présence d'un trouble respiratoire du sommeil.

Si un nombre choisi de ces événements apparaît pendant une période de temps choisie, le microprocesseur ajuste la pression fournie par la source.

Le document US-A-5 490 502 décrit un procédé et un appareil pour optimiser la pression positive commandée afin de minimiser le débit d'air provenant d'un générateur tout en assurant que la limitation de débit dans les voies aériennes du patient ne se produit pas.

Il y est prévu de détecter la limitation de débit en analysant une onde de débit respiratoire.

Dès que la présence d'une limitation de débit a été analysée, le système détermine une action à effectuer pour l'ajustement de la pression positive commandée.

La pression est augmentée, diminuée ou maintenue selon que la limitation de débit a été détectée et en fonction des actions précédentes mises en œuvre par le système.

Citons également les documents US-A-5 335 654, EP-A-661 071 et EP-A-651 971.

L'invention vise à améliorer les procédés et dispositifs de l'état de la technique, à adapter automatiquement et continûment la pression délivrée à l'état du patient et à prévenir et empêcher l'apparition des troubles.

Un premier objet de l'invention est un procédé de commande d'un appareil de fourniture de pression d'air à un patient souffrant de troubles du sommeil tels qu'apnées.

Un deuxième objet de l'invention est un appareil de fourniture de pression d'air à un patient souffrant de troubles du sommeil tels qu'apnée, mettant en œuvre le procédé de fourniture.

Le patient porte un masque par lequel de l'air sous pression est fourni à ses voies aériennes supérieures par l'appareil.

Selon l'invention, il est prévu un algorithme de commande utilisant un signal de débit de sortie de l'appareil pour la détection d'apnée, d'hypopnée, d'événements de limitation de débit, de fuites, et utilisant l'analyse d'une information de pression pour déterminer la présence d'un ronflement, également appelé vibrations acoustiques.

La pression fournie aux voies aériennes supérieures du patient par l'appareil peut être maintenue constante, être augmentée ou diminuée en fonction de la détermination de l'événement qui a été effectuée par l'algorithme de commande.

Ainsi, si aucune respiration n'est détectée par l'algorithme de commande en un temps minimum prédéterminé dépendant d'un temps de respiration moyen calculé, on détermine la présence d'une apnée.

Ce temps minimum prédéterminé de détection d'apnée est par exemple égal à une constante de temps, par exemple 10 s, ajoutée à un facteur de proportionnalité multiplié par le temps de respiration moyen calculé, ce facteur étant par exemple égal à 5/8.

Pour chaque apnée, le signal de débit de sortie est amplifié et filtré pour déterminer la présence ou l'absence d'oscillations cardiaques.

Si des oscillations cardiaques ont été détectées pendant le dernier intervalle de temps écoulé, par exemple égal à 5 s, alors l'apnée est classée comme étant centrale et aucune commande ne se produit dans l'algorithme.

Si aucune oscillation cardiaque n'a été détectée dans cet intervalle de temps, l'apnée est classée comme étant obstructive, et la pression est augmentée d'une valeur prédéterminée une première fois et, durant la même apnée, deux autres fois régulièrement, par exemple toutes les 15 s.

L'algorithme de commande compare des variations de débit crête à crête durant la dernière respiration du patient par rapport à un nombre prédéterminé de respirations précédentes, par exemple égal à 8.

Après chaque respiration, on effectue une classification en :

4

- respiration normale, si la dernière valeur de débit crête à crête est comprise dans une fourchette déterminée par rapport à la valeur moyenne sur les 8 respirations précédentes, par exemple de 40 % à 150 % ou 140 % de celles-ci ;
- respiration hypopnéique, si la dernière valeur de débit est en-deçà de cette plage ;
- 5 - respiration hyperpnéique, si la dernière valeur de débit est au-delà de cette plage.

Une détermination d'hypopnée est effectuée si la détection de respiration hypopnéique s'est produite pendant au moins un temps déterminé, par exemple 10 s, et prend fin après un nombre déterminé de respirations normales ou hyperpnéiques, par exemple
10 égal à 2.

Une détermination d'hypopnée conduit à une augmentation de pression déterminée, par exemple de 1 cm H₂O d'abord, puis, durant la même hypopnée, à une augmentation de pression d'une autre valeur déterminée et ce régulièrement, par exemple de 0,5 cm
15 H₂O toutes les deux respirations hypopnéiques.

L'algorithme de commande analyse et compare, respiration par respiration, la forme d'onde du débit respiratoire avec une forme d'onde sinusoïdale de même période et de même pente.

Après la comparaison basée sur deux critères de forme de débit, chaque respiration est d'abord classée en tant que normale, intermédiaire ou à débit limité.

Une classification finale basée sur la combinaison de la classification de flux et de l'occurrence de ronflements, change le classement des respirations de normales en
25 intermédiaires, respectivement d'intermédiaires en respiration à débit limité.

Il est décidé d'un traitement lorsqu'un certain nombre, par exemple 2, respirations successives à débit limité ou un certain nombre, par exemple 5, de respirations successives intermédiaires ont lieu après par exemple deux respirations normales.
30

Ce traitement provoque une augmentation de pression déterminée, répétée régulièrement un certain nombre de fois, par exemple de 0,3 cm H₂O trois fois toutes les deux respirations.

Pour chaque respiration, le signal de pression est amplifié et filtré pour détecter la présence ou l'absence de vibrations acoustiques ou ronflement.

5 Une détermination d'un ronflement valide est effectuée par l'algorithme de commande, si la vibration acoustique détectée s'est produite au moins pendant un certain temps, par exemple 7 % de la durée moyenne des trois dernières respirations, et avec une période inférieure à un facteur proportionnel à ce temps moyen, par exemple 120 % de celui-ci.

10

Dans le cas d'un ronflement valide, l'algorithme augmente la pression d'une valeur déterminée, par exemple de 1 cm H₂O, si la dernière commande due à un ronflement s'est produite depuis plus d'un temps déterminé, par exemple 1 minute.

15

On détermine une fuite moyenne comme étant égale au débit moyen durant la respiration.

L'algorithme de commande compare continûment la fuite actuelle à une limite de fuite, laquelle limite peut être réglée à partir de la pression.

20

Si la fuite actuelle dépasse la limite, on bloque toutes les commandes d'augmentation de pression générées à la suite de détections d'événements.

25

Après une détection d'une apnée ou d'un événement de ronflement ou une commande en hypopnée ou une décision de traitement, l'algorithme diminuera la pression d'une valeur déterminée, par exemple de 0,5 cm H₂O, dans une première étape après un temps déterminé, par exemple 5 minutes, et régulièrement pour les diminutions suivantes, par exemple toutes les minutes.

30

Une pression de maintien déterminée, par exemple de 8 cm H₂O est fournie par l'appareil si aucune respiration n'a été détectée pendant un temps déterminé, par exemple de deux minutes, ou si la pression fournie a été supérieure ou égale à une valeur déterminée pendant un temps déterminé, par exemple à 17 cm H₂O pendant 10 ou 30 minutes.

Un avantage du procédé est une adaptation automatique des critères de détection aux caractéristiques respiratoires du patient.

5 Ainsi, toute modification du rythme respiratoire est prise en compte par l'algorithme pour effectuer la détection.

10 Le fait de faire intervenir une valeur moyenne de temps de cycle respiratoire sur un certain nombre de cycles respiratoires précédents a comme effet le suivi régulier des variations du cycle et d'amplitude respiratoire et une meilleure détection.

L'invention sera mieux comprise à la lecture de la description qui va suivre, faite en référence aux figures.

15 La figure 1 est un schéma montrant l'appareil de fourniture de pression d'air au patient.

La figure 2 représente un algorithme de prise de décision en vue d'une première commande d'augmentation de pression.

20 La figure 3 représente un algorithme d'indication d'apparitions de troubles.

La figure 4 représente un algorithme de qualification de respiration.

25 La figure 5 représente un algorithme de détection d'apnée centrale et obstructive et de commande de pression en fonction du résultat de ces détections, ainsi qu'un algorithme de diminution de pression selon l'apparition précédente ou non d'évènements représentatifs de troubles du sommeil.

30 La figure 6 représente un algorithme de qualification de cycle de ventilation normale, à hyperventilation ou à hypoventilation.

La figure 7 représente un algorithme de détection de respiration hypopnéique.

La figure 8 représente un algorithme de détection de respiration hyperpnéique.

La figure 9 représente un algorithme de détection de respiration normale.

La figure 10 représente un algorithme de détection de pression élevée.

5

La figure 11 représente un algorithme de détection de fuite du masque.

La figure 12 représente un algorithme de détection de vibrations acoustiques.

10

La figure 13 représente un algorithme de diminution de pression en cas de détection de vibrations acoustiques.

15

A la figure 1, l'appareil de fourniture de pression d'air à un patient comporte une unité U centrale de traitement et de commande de pression, un module MPD commandé de fourniture de pression, un masque MVA pour les voies aériennes supérieures du patient, un conduit CF de fourniture de pression d'air du module MPD au masque MVA.

20

On mesure le débit d'air fourni au patient et la pression d'air régnant dans le masque MVA, par un capteur CDAF de débit d'air fourni, relié à l'unité centrale U et par un capteur CPM de pression dans le masque MVA, relié à l'unité centrale U.

On détermine à partir des variables mesurées, si des événements représentatifs de troubles du sommeil apparaissent ou non.

25

Les algorithmes du procédé suivant l'invention sont mis en œuvre par un logiciel intégré à l'unité centrale U.

A la figure 2, on détermine à partir des variables mesurées si le cycle respiratoire actuel du patient correspond à un cycle respiratoire valide prédéterminé.

30

On met dans un premier état ON d'apparition de troubles un indicateur BLN d'apparition de troubles, si l'apparition de l'un ou plusieurs des événements représentatifs de troubles du sommeil est déterminée.

8

On met l'indicateur BLN dans un deuxième état OFF d'absence de troubles, si l'apparition des événements représentatifs de troubles du sommeil n'est pas déterminée.

5 On compte un premier nombre CCAR de cycles respiratoires valides déterminés depuis la dernière commande de pression.

On compte un deuxième nombre CCON de cycles respiratoires valides déterminés depuis le dernier passage de l'indicateur BLN au premier état ON.

10

On compte un troisième nombre RC de passages successifs de l'indicateur BLN du deuxième état OFF au premier état ON.

Lorsque l'indicateur BLN se trouve dans le premier état ON, on commande par la commande C1 une première augmentation déterminée de pression d'air fourni, lorsque, à la fois :

15

- le cycle respiratoire actuel a été déterminé comme étant valide ;
- le premier nombre CCAR est supérieur à un premier nombre RP entier prédéterminé ;
- 20 • le deuxième nombre CCON correspond à un autre ou plusieurs deuxièmes nombres N entiers prédéterminés ;
- le troisième nombre RC est supérieur ou égal à un troisième nombre X entier prédéterminé.

20

25 Lorsque l'indicateur BLN passe du deuxième état OFF au premier état ON, on commande par la commande C1 la première augmentation déterminée de pression d'air fourni, lorsque, seulement et à la fois :

- le cycle respiratoire actuel a été déterminé comme étant valide ;
- le premier nombre CCAR est supérieur à un premier nombre RP entier prédéterminé ;
- 30 • le troisième nombre RC est supérieur ou égal à un troisième nombre X entier prédéterminé.

30

Dans une réalisation, les deuxièmes nombres entiers N sont compris entre 1 et 300.

Dans une autre réalisation, les deuxièmes nombres entiers N sont les trois premiers multiples d'un entier N_0 déterminé.

5 Dans une autre réalisation, les deuxièmes nombres entiers N sont respectivement 2, 4 et 6, N_0 étant égal à 2.

Dans une autre réalisation, le premier nombre entier RP prédéterminé est compris entre 1 et 255.

10

Dans une autre réalisation, le premier nombre entier RP prédéterminé est égal à 10.

Dans une autre réalisation, le troisième nombre entier X prédéterminé est compris entre 1 et 100.

15

Dans une autre réalisation, le troisième nombre entier X prédéterminé est égal à 1.

Dans une autre réalisation, la première commande C1 déterminée d'augmentation de pression est inférieure à + 10 mbar.

20

Dans une autre réalisation, la première commande C1 déterminée d'augmentation de pression est sensiblement égale à + 0,3 mbar.

25

On remet à 0 les premiers et troisièmes nombres CCAR ; RC de cycles respiratoires valides comptés et de passages comptés, après que le deuxième nombre CCON compté de cycles valides a atteint le plus grand des deuxièmes nombres N entiers prédéterminés.

30

On remet à 0 le deuxième nombre compté CCON lorsque l'indicateur BLN passe du deuxième état OFF au premier état ON.

Le cycle respiratoire valide prédéterminé correspond à un maximum de débit respiratoire supérieur à une valeur de débit prédéterminée telle que 50 ml/s, à un

10

volume inspiratoire supérieur à une valeur de volume prédéterminée telle que 0,05 l et à une absence de saturation lors de la détection de débit.

A la figure 3, pour donner l'état ON ou OFF à l'indicateur BLN d'apparition de troubles,

- 5 - on initialise, lors de la mise en marche de l'appareil, une variable ER d'état à un troisième état d'absence NIR de traitement et l'indicateur BLN au deuxième état OFF.

Puis, séquentiellement,

- 10 - on qualifie, à partir des variables mesurées, les cycles respiratoires comme appartenant à différentes catégories telles que cycle à débit limité, cycle intermédiaire, cycle normal et cycle non valide, correspondant chacune respectivement à des pondérations RSV0, REV0; RSV1, REV1; RSV2, REV2; 0, 0;
- 15 - on affecte les pondérations de la catégorie du cycle actuellement qualifié à des premier et deuxième accumulateurs SV; EV de pondération;
- si le cycle qualifié appartient à la catégorie de cycle non valide, on remet la variable d'état ER au troisième état NIR et l'indicateur BLN au deuxième état OFF et on initialise un premier compteur FLC à une valeur prédéterminée.

20 Si l'état de la variable d'état ER correspond au troisième état NIR :

- si la valeur d'un premier accumulateur SV est inférieure à une première valeur comparative, on réinitialise le compteur FLC à sa valeur prédéterminée;
- si la valeur du premier accumulateur SV est sensiblement égale à sa première valeur comparative, on se dispense d'action et on passe au test suivant;
- 25 • si la valeur du premier accumulateur SV est supérieure à sa première valeur comparative, on fait passer la variable d'état ER à un quatrième état PR de possibilité de traitement et on met l'indicateur BLN au deuxième état OFF.

Si l'état de la variable ER d'état correspond au quatrième état PR et

- 30 • si la valeur du premier accumulateur SV est inférieure à sa première valeur comparative, on réinitialise le premier compteur FLC à sa valeur prédéterminée, on remet la variable d'état ER et l'indicateur BLN respectivement aux troisième et deuxième états NIR; OFF;

- si la valeur du premier accumulateur SV est sensiblement égale à sa première valeur comparative, on se dispense d'action et on passe au test suivant ;
- si la valeur du premier accumulateur SV est supérieure à sa première valeur comparative, on fait prendre au premier compteur FLC sa valeur précédente additionnée de la valeur du premier accumulateur SV et si alors la valeur du premier compteur FLC est supérieure ou égale à une butée haute RMS prédéterminée :
 - on réinitialise un deuxième compteur NC à une valeur prédéterminée ;
 - on fait passer la variable d'état ER à un cinquième état IR de traitement ; et
 - on fait passer l'indicateur BLN au premier état ON.

Si l'état de la variable d'état ER correspond au cinquième état IR de traitement :

- si la valeur du deuxième accumulateur EV est supérieure à une deuxième valeur comparative, on fait prendre au deuxième compteur NC sa valeur précédente additionnée de la valeur du deuxième accumulateur EV et
 - si alors la valeur du deuxième compteur NC est supérieure ou égale à une butée basse RME, on remet la variable d'état ER et l'indicateur BLN respectivement aux troisièmes et deuxièmes états NIR ; OFF et on réinitialise les premier et deuxième compteurs FLC ; NC à leurs valeurs respectives prédéterminées ;
 - ou sinon, on fait passer l'indicateur BLN à son premier état ON ;
- si la valeur du deuxième accumulateur EV est inférieure à sa deuxième valeur comparative, on réinitialise le deuxième compteur NC à sa valeur respective prédéterminée et on fait passer l'indicateur BLN au premier état ON
- si la valeur du deuxième accumulateur EV est sensiblement égale à sa deuxième valeur comparative, on se dispense d'action.

Dans une réalisation, les pondérations RSV2 , REV2; RSV1, REV1 ; RSV0, REV0 ; 0 ,0 correspondant aux catégories de cycle normal, cycle intermédiaire, cycle à débit limité et cycle non valide, sont respectivement sensiblement égales à -1 ; 1 ; 5 et 0 pour le premier accumulateur SV et sont respectivement sensiblement égales à 1 ; -1 ; -1 et 0 pour le deuxième accumulateur EV.

Les première et deuxième valeurs comparatives et les valeurs prédéterminées d'initialisation des premier et deuxième compteurs FLC ; NC sont chacune sensiblement égales à 0.

Les butées haute et basse RMS ; RME sont respectivement sensiblement égales à 10 et 2.

5 A la figure 4, on qualifie les cycles respiratoires mesurés.

Le cycle respiratoire valide prédéterminé correspond à un maximum de débit
inspiratoire supérieur à une valeur de débit prédéterminée telle que 50 ml/s, à un
volume inspiratoire supérieur à une valeur de volume prédéterminée telle que 0,05 l, à
10 une absence de saturation lors de la détection de débit, à un temps inspiratoire mesuré
compris dans un intervalle prédéterminé tel que de 0,5 s à 6 s et à une durée mesurée
de cycles respiratoires comprise dans un autre intervalle prédéterminé tel que de 1,5 s
à 20 s.

15 Si le cycle respiratoire mesuré est déterminé comme étant valide, alors

- on calcule une courbe sinusoïdale équivalente respectant des caractéristiques
prédéterminées par rapport à la courbe inspiratoire du cycle inspiratoire mesuré ;
- on calcule un critère de surface CS proportionnel au rapport de l'aire délimitée par la
courbe inspiratoire sur l'aire délimitée par la courbe sinusoïdale équivalente, chacune
20 étant prise sur un même intervalle de temps, compris dans la phase inspiratoire du
cycle respiratoire mesuré ;
- on calcule un critère de corrélation CC entre la courbe inspiratoire du cycle inspiratoire
mesuré et la courbe sinusoïdale équivalente ;
- si le critère CC de corrélation calculé est supérieur ou égal à une première limite
25 normale prédéterminée LN, et si le critère de surface calculé CS est supérieur à une
deuxième limite prédéterminée LS de surface, on qualifie le cycle respiratoire
mesuré de normal et sinon, on le qualifie de cycle à débit limité.

Si le cycle respiratoire mesuré a été qualifié de cycle à débit limité,

- 30 • si le critère de surface CS calculé est supérieur à une troisième limite prédéterminée
LE d'expert, on requalifie le cycle respiratoire mesuré de normal,
- ou sinon,

- si le critère de surface CS calculé est supérieur à une quatrième limite prédéterminée LD de débit, on requalifie le cycle respiratoire mesuré d'intermédiaire,
- et dans le cas contraire, on le qualifie de cycle à débit limité.

5

La deuxième limite LS de surface, la quatrième limite LD de débit et la troisième limite LE d'expert étant prédéterminées dans un ordre croissant.

10

Les caractéristiques prédéterminées de la courbe sinusoïdale équivalente comprennent une demi-période sensiblement égale au temps inspiratoire mesuré et une pente à l'origine sensiblement égale à celle de la courbe inspiratoire lorsqu'elle atteint sensiblement un tiers de son amplitude maximale.

15

Dans une réalisation, le critère de surface calculé CS est sensiblement égal à cent fois le rapport des aires prises chacune de sensiblement un quart à trois quart de la durée de la phase inspiratoire du cycle respiratoire mesuré .

20

Le critère de corrélation calculé CC est sensiblement égal au maximum de cent fois les coefficients de corrélation entre la courbe inspiratoire et la courbe sinusoïdale équivalente prises respectivement sur la seconde moitié de la phase inspiratoire et sur la totalité de celle-ci .

25

Les première, deuxième, quatrième et troisième limites LN ; LS ; LD ; LE étant respectivement comprises entre 45 et 100 ; 0 et 100 ; 0 et 100 ; 0 et 100 et étant par exemple sensiblement égales à 87 ; 40 ; 60 et 90 respectivement.

A la figure 5, on détecte les apnées obstructives et les apnées centrales.

30

L'algorithme représenté à la figure 5 est effectué pendant chacun de plusieurs (NINT) intervalles de temps TAC(j) consécutifs prédéterminés.

Les intervalles de temps TAC(j) consécutifs prédéterminés sont ceux compris dans une période prédéterminée PDAC de détection d'apnée.

Dans cet algorithme, on détecte par exemple par des moyens matériels tels que filtres analogiques ou numériques les oscillations de la courbe de débit mesurée, qui sont de fréquences comprises dans une plage P2 de fréquence.

5 Puis on détecte si l'amplitude des oscillations détectées de la courbe de débit mesurée passe successivement au-dessus puis au-dessous d'un premier seuil SAC prédéterminé d'apnée centrale ou si cette amplitude reste inférieure au premier seuil SAC d'apnée centrale, comme représenté schématiquement à droite de la figure 5 par :

- 10
- l'allure d'une courbe de débit en apnée obstructive (courbe constamment en deçà du premier seuil SAC) ;
 - l'allure d'une courbe de débit en apnée centrale (courbe passant plusieurs fois successivement au-dessus puis au-dessous du premier seuil SAC).

15 En présence d'au moins une détection d'un passage au-dessus puis au-dessous du premier seuil SAC, on compte une détection CAC(D) d'apnée centrale.

Puis, à chaque période PDAC de détection d'apnée,

- 20
- on fait la somme SIG des nombres CAC(i) de détections d'apnée centrale comptées, successivement sur les (D+1) dernières périodes de détection d'apnée,
 - on commande C2 une deuxième augmentation prédéterminée de pression d'air délivré si la somme SIG des nombres CAC(i) de détections comptées est inférieure ou égale à un deuxième seuil SQAC prédéterminé de qualification d'apnée centrale ;
 - on commande un maintien de pression d'air délivré, si la somme SIG des nombres CAC(i) de détections comptées est supérieure au deuxième seuil SQAC.

25 Dans une réalisation, le deuxième seuil SQAC de qualification d'apnée centrale est compris entre 0 et 50, et est par exemple sensiblement égal à 10.

30 Les intervalles de temps TAC(j) consécutifs prédéterminés correspondent à dix (NINT) intervalles de temps consécutifs de chacun sensiblement 100 ms, la période PDAC de détection d'apnée correspondant sensiblement à 1 s.

La deuxième commande C2 d'augmentation de pression est comprise entre 1 et 10 mbar et est par exemple sensiblement égale à + 1 mbar.

Le nombre (D+1) de périodes PDAC de détection d'apnée, sur lesquelles on fait la somme des nombres CAC(i) comptés de détection d'apnée centrale est sensiblement égal à 5.

5

La deuxième plage P2 de fréquence d'oscillations est comprise entre sensiblement 2,5 et 47 Hz.

10

Les nombres CAC(i) comptés de détections d'apnée centrale sont remis à 0 lors de la mise en marche de l'appareil.

Il est également représenté à la figure 5 un algorithme de diminution de pression selon l'apparition précédente ou non d'évènements représentatifs de troubles du sommeil.

15

Selon cet algorithme, représenté au bas de la figure 5, on compare la pression P mesurée à une valeur MPL prédéterminée de pression.

Après la détermination de l'apparition de l'un ou plusieurs des événements,

20

- si la pression P mesurée est inférieure à la valeur MPL prédéterminée, on effectue une troisième commande C3 de diminution prédéterminée de pression,
- si la pression P mesurée est supérieure ou égale à la valeur MPL prédéterminée, on effectue une quatrième commande C4 prédéterminée de diminution de pression,
- puis, si aucune apparition d'évènement n'a été détectée après une ou plusieurs des commandes C3 ; C4 de diminution de pression, on effectue la quatrième commande

25

C4 prédéterminée de diminution de pression.

La quatrième commande C4 de diminution de pression est telle qu'elle provoque une diminution de pression plus grande par unité de temps que celle provoquée par la troisième commande C3.

30

Dans une réalisation, la quatrième commande C4 de diminution de pression est sensiblement de $-0,5$ mbar / 1 minute et la troisième commande C3 de diminution de pression est sensiblement de $-0,5$ mbar / 5 minutes, la valeur MPL comparative de

pression est comprise entre 4 et 19 mbar et est par exemple sensiblement égale à 17 mbar.

Cet algorithme de diminution de pression en fonction de l'apparition ou non d'évènements est mis en œuvre après celui de détection d'apnées centrales et obstructives comme représenté à la figure 5 mais est également mis en œuvre, dans des réalisations non représentées, après les autres algorithmes tels que :

- celui de prise de décision de traitement, lorsque l'indicateur BLN est passé du premier état ON au deuxième état OFF ;
- celui de détection de respiration hypopnéique décrit ci-après ;
- celui de détection de vibrations acoustiques décrit ci-après.

Aux figures 6 à 9, on qualifie les cycles respiratoires d'hyperventilés, d'hypoventilés ou de cycles à ventilation normale et on génère des commandes de pression en fonction des qualifications effectuées.

On calcule à chaque fin de cycle respiratoire mesuré, l'amplitude moyenne AM sur un quatrième nombre prédéterminé Y4 de cycles respiratoires précédents.

Comme représenté à la figure 7, si l'amplitude mesurée du dernier cycle respiratoire est inférieure à l'amplitude moyenne AM calculée multipliée par un premier facteur d'hypopnée prédéterminé FHO, alors on ajoute à un compteur CTHO de temps en hypopnée la durée TC du dernier cycle respiratoire mesuré,

- si la valeur actuelle du compteur de temps en hypopnée CTHO est supérieure ou égale à un temps minimum d'hypopnée TMHO, on commande par une commande C5 une cinquième augmentation prédéterminée de pression,
- après la fin d'un cinquième nombre prédéterminé Y5 de cycles respiratoires suivant la cinquième commande C5 d'augmentation de pression, on commande C6 une sixième augmentation prédéterminée de pression ;
- après la fin d'un sixième nombre prédéterminé Y6 de cycles respiratoires, supérieur au cinquième nombre Y5, suivant la cinquième commande C5 d'augmentation de pression, on commande par une commande C7 une septième augmentation de pression.

Le compteur de temps en hypopnée CTHO étant initialisé à 0 lors de la mise en marche de l'appareil.

Dans une réalisation, le quatrième nombre déterminé Y4 de cycles respiratoires de calcul d'amplitude moyenne est sensiblement égal à 8.

Le premier facteur prédéterminé FHO d'hypopnée est compris entre 1 et 100 % et est par exemple sensiblement égal à 40 %.

Le temps minimum d'hypopnée TMHO est compris entre 1 s et 25 s et est par exemple sensiblement égal à 10 s.

Les cinquième et sixième nombres prédéterminés Y5 ; Y6 de cycles respiratoires sont sensiblement égaux à respectivement 2 et 4.

La cinquième augmentation C5 prédéterminée de pression est comprise entre 0,1 mbar et 10 mbar et est par exemple sensiblement égale à + 1 mbar.

Les sixième et septième augmentations C6 ; C7 prédéterminées de pression sont chacune inférieures à la cinquième commande C5 et sont par exemple chacune sensiblement égales à la moitié de la cinquième augmentation C5 de pression.

Comme représenté aux figures 8 et 9, si l'amplitude mesurée du dernier cycle respiratoire est supérieure ou égale à l'amplitude moyenne AM calculée multipliée par la premier facteur d'hypopnée FHO, alors on calcule le temps TCM de cycles respiratoires moyen sur un septième nombre prédéterminé Y7 de cycles précédents.

Si la durée mesurée TC du dernier cycle est supérieure à un huitième nombre prédéterminé Y8 multiplié par le temps de cycle respiratoire moyen calculé TCM, on ajoute au compteur de temps en hypopnée CTHO la durée mesurée TC du dernier cycle, multipliée par un deuxième facteur F2 d'hypopnée.

Si l'amplitude mesurée du dernier cycle respiratoire mesuré est supérieure à un troisième facteur F3 d'hyperventilation, supérieur au premier facteur FHO d'hypopnée,

18

multiplié par l'amplitude moyenne calculée AM, on qualifie le dernier cycle d'hyperventilé, on incrémente d'une unité un compteur de cycles hyperventilés CCH, on remet à 0 un compteur CCN de cycles à ventilation normale et

- si la valeur du compteur CCH de cycles hyperventilés est supérieure ou égale à un neuvième nombre prédéterminé Y9,
- si la durée du dernier cycle TC est supérieure ou égale au huitième nombre Y8 multiplié par le temps de cycle moyen calculé TCM, on ajoute au compteur CTHO de temps en hypopnée le deuxième facteur F2 multiplié par la durée du dernier cycle respiratoire TC,
- et sinon, on remet à 0 le compteur CTHO de temps en hypopnée ;

puis on remet à 0 un compteur CCHO de cycles hypoventilés et on calcule l'amplitude moyenne AM de cycle respiratoire sur le nombre prédéterminé Y4 de cycles respiratoires précédents.

Si l'amplitude mesurée du dernier cycle respiratoire mesuré est inférieure ou égale au troisième facteur F3 multiplié par l'amplitude moyenne calculée AM, on qualifie le dernier cycle de cycle à ventilation normale, on remet à 0 le compteur CCH de cycles hyperventilés et on incrémente d'une unité le compteur CCN de cycles à ventilation normale, et

- si la valeur du compteur CCN de cycles à ventilation normale est supérieure ou égale à un dixième nombre Y10 prédéterminé,
- si la durée du dernier cycle TC est supérieure ou égale au huitième nombre Y8 multiplié par le temps de cycle moyen calculé TCM, on affecte au compteur CTHO de temps en hypopnée le deuxième facteur F2 multiplié par la durée du dernier cycle TC et on remet à 0 le compteur CCN de cycle à ventilation normale,
- et sinon, on remet à 0 le compteur CTHO de temps en hypopnée ;

puis on remet à 0 le compteur CCHO de cycles hypoventilés et on calcule l'amplitude moyenne du cycle respiratoire sur le nombre prédéterminé Y4 de cycles respiratoires.

Dans une réalisation, le deuxième facteur F2 est sensiblement égal à 5/8.

Le troisième facteur d'hyperventilation F3 est compris entre 100 % et 200 % et est par exemple sensiblement égal à 140 %.

Les septième, huitième, neuvième et dixième nombres prédéterminés Y7 ; Y8 ; Y9 ; Y10 sont respectivement sensiblement égaux à 3 ; 2 ; 2 ; et 2.

5 A la figure 10, on détecte si la pression est trop élevée.

Si la pression mesurée P est inférieure à une valeur de pression haute PH prédéterminée, on remet à 0 un compteur de temps en pression haute TPH.

10 Si la valeur du compteur de temps en pression haute TPH est supérieure à un temps maximum de pression haute TMPH et

- si la valeur maximale de pression réglée Pmaxi est inférieure à une valeur de pression de sécurité PSEC prédéterminée, on commande la pression P à cette valeur maximale de pression réglée Pmaxi;
- 15 • si la valeur minimale de pression réglée Pmini est supérieure à une valeur de pression de sécurité PSEC prédéterminée, on commande la pression P à cette valeur minimale de pression réglée Pmini;
- si les deux précédentes conditions ne sont pas réalisées , on commande la pression P à la valeur de pression de sécurité PSEC,
- 20 puis
- on remet à 0 le compteur de temps en pression haute TPH.

Dans une réalisation, la valeur de pression haute PH est comprise entre 10 mbar et 25 mbar et est par exemple sensiblement égale à 17 mbar.

25 Le temps maximum de pression haute TMPH est compris entre 1 et 100 minutes et est par exemple sensiblement égal à 10 minutes ou 30 minutes.

La valeur de pression de sécurité PSEC est sensiblement égale à 8 mbar.

30

A la figure 11, on mesure une fuite d'air, sensiblement égale au débit moyen pendant la respiration du patient.

20

Si la fuite mesurée d'air est supérieure à un niveau prédéterminé de fuite NFM, on invalide les commandes d'augmentation de pression.

Dans une réalisation, $NFM = A \times P_{filtrée} + B$.

5

Selon cette formule, le niveau prédéterminé de fuite NFM est sensiblement égal à un coefficient A de fuite multiplié par une pression d'air filtrée dans le masque, ajouté à un coefficient B additif de fuite, le coefficient A de fuite étant compris entre 0 et 10 l/minute.mbar et étant par exemple sensiblement égal à 2,5 l/minute.mbar.

10

Le coefficient B additif de fuite est compris entre 0 et 100 l/mn et est par exemple sensiblement égal à 50 l/mn.

15

A la figure 12, on détecte si la courbe de pression mesurée présente des oscillations, telles que de vibrations acoustiques, comprises dans une plage P1 de fréquence.

Cette détection est effectuée par exemple par des moyens matériels tels que filtres analogiques ou numériques.

20

On mesure le temps RF1 de présence d'oscillations détectées entre deux absences successives d'oscillations détectées et le temps RF0 d'absence d'oscillations détectées entre deux présences successives d'oscillations détectées ;

25

Si la somme des temps mesurés d'absence et de présence d'oscillations détectées RF0 ; RF1 est comprise dans une plage temporelle prescrite BIP ; BSP.

30

Si le temps de présence d'oscillations RF1 mesuré est supérieur ou égal à un temps minimum d'oscillations TMRH et si la valeur d'un compteur CTAR de temps écoulé depuis l'avant-dernière fois que les conditions temporelles précédentes ont été réalisées, est supérieure à un temps d'attente prescrit TAR, on commande C8 une huitième augmentation prédéterminée de pression et on remet le compteur de temps écoulé CTAR à 0.

Les algorithmes de détection de vibrations acoustiques et de commande en cas de vibrations acoustiques sont mis en œuvre à intervalles de temps prescrits, notamment régulièrement et par exemple toutes les 100ms.

5 Au début de l'algorithme de détection de vibrations acoustiques représenté à la figure 12, si la valeur du compteur CTAR de temps écoulé est inférieure au temps d'attente prescrit TAR, on incrémente (INC CTAR) ce compteur de l'intervalle de temps prescrit mentionné ci-dessus.

10 Si la somme des temps mesurés de présence et d'absence d'oscillations détectées RF0 ; RF1 est en deçà de la plage temporelle prescrite BIP ; BSP ou si le temps de présence mesuré d'oscillations détectées RF1 est inférieur au temps minimum d'oscillations TMRH,

- 15 • on remplace le temps mesuré RF0 d'absence d'oscillations détectées par la somme des temps mesurés d'absence et de présence d'oscillations détectées RF0 ; RF1, puis
- on remet à 0 le temps mesuré de présence d'oscillations détectées RF1.

20 Si la somme des temps mesurés d'absence et de présence d'oscillations détectées RF0 ; RF1 est au-delà de la plage temporelle prédéterminée BIP ; BSP ou d'un temps maximal prédéterminé TCMax, on remet à 0 chacun des temps mesurés d'absence et de présence d'oscillations détectées RF0 ; RF1 .

25 Si les deux conditions mentionnées ci-dessus sur la somme des temps de présence et d'absence RF1, RF0 et sur le temps de présence RF1 ne sont pas réalisées, on remet à 0 chacun des temps mesurés d'absence et de présence d'oscillations détectées RF0 ; RF1.

30 Dans une réalisation, le temps maximal prédéterminé TCMax est sensiblement égal à deux fois le temps TCM de cycle respiratoire moyen sur les trois derniers cycles mesurés.

La plage temporelle prescrite BIP ; BSP est sensiblement comprise entre 10 % et 120 % du temps de cycle moyen calculé TCM.

Le temps minimum d'oscillation TMRH est sensiblement égal à 7 % du temps de cycle moyen calculé TCM.

- 5 Le temps d'attente prescrit TAR est compris entre 1 et 30 minutes et est par exemple sensiblement égal à 1 minute.

La huitième commande C8 d'augmentation de pression est comprise entre 0,1 mbar et 10 mbar et est par exemple sensiblement égale à 1 mbar.

10

La plage P1 de fréquence de détection d'oscillations est comprise entre sensiblement 30 et 300 Hz.

15

On mémorise la chronologie des événements détectés et on relève, par exemple après une nuit, la chronologie mémorisée.

A cet effet, l'unité centrale U de l'appareil comporte une mémoire non représentée pouvant être écrite et lue avec la chronologie des événements détectés.

20

Cette chronologie peut être visualisée par exemple sur un moniteur en lisant le contenu de la mémoire, par l'intermédiaire d'un ordinateur non représenté.

REVENDICATIONS

1. Procédé de commande d'un appareil de fourniture de pression d'air à un patient souffrant de troubles du sommeil tels qu'apnée, le patient portant un masque par lequel de l'air sous pression est fourni à ses voies aériennes supérieures par l'appareil, dans lequel :

- on mesure la pression d'air dans le masque et le débit d'air fourni au masque ;
- on détermine à partir des variables mesurées si des événements représentatifs de troubles du sommeil apparaissent ou non,

caractérisé en ce que

- on compare la pression (P) mesurée à une valeur (MPL) prédéterminée de pression ;
- après la détermination de l'apparition de l'un ou plusieurs des événements,
 - si la pression (P) mesurée est inférieure à la valeur (MPL) prédéterminée, on effectue une troisième commande (C3) de diminution prédéterminée de pression,
 - si la pression (P) mesurée est supérieure ou égale à la valeur (MPL) prédéterminée, on effectue une quatrième commande (C4) prédéterminée de diminution de pression,
 - puis, si aucune apparition d'événement n'a été détectée après une ou plusieurs des commandes (C3 ; C4) de diminution de pression, on effectue la quatrième commande (C4) prédéterminée de diminution de pression.

2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que la quatrième commande (C4) de diminution de pression est telle qu'elle provoque une diminution de pression plus grande par unité de temps que celle provoquée par la troisième commande (C3).

3. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 et 2, caractérisé en ce que la quatrième commande (C4) de diminution de pression est sensiblement de $-0,5$ mbar / 1 minute et la troisième commande (C3) de diminution de pression est sensiblement de $-0,5$ mbar / 5 minutes, la valeur (MPL) comparative de pression est comprise entre 4 et 19 mbar et est par exemple sensiblement égale à 17 mbar.

4. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que :

- on calcule à chaque fin de cycle respiratoire mesuré, l'amplitude moyenne (AM) sur un quatrième nombre prédéterminé (Y4) de cycles respiratoires précédents,

- si l'amplitude mesurée du dernier cycle respiratoire est inférieure à l'amplitude moyenne (AM) calculée multipliée par un premier facteur d'hypopnée prédéterminé (FHO), alors on ajoute à un compteur (CTHO) de temps en hypopnée la durée (TC) du dernier cycle respiratoire mesuré,

- si la valeur actuelle du compteur de temps en hypopnée (CTHO) est supérieure ou égale à un temps minimum d'hypopnée (TMHO), on commande (C5) une cinquième augmentation prédéterminée de pression,
- après la fin d'un cinquième nombre prédéterminé (Y5) de cycles respiratoires suivant la cinquième commande (C5) d'augmentation de pression, on commande (C6) une sixième augmentation prédéterminée de pression ;
- après la fin d'un sixième nombre prédéterminé (Y6) de cycles respiratoires, supérieur au cinquième nombre (Y5), suivant la cinquième commande (C5) d'augmentation de pression, on commande (C7) une septième augmentation de pression,

- le compteur de temps en hypopnée (CTHO) étant initialisé à 0 lors de la mise en marche de l'appareil.

5. Procédé selon la revendication 4, caractérisé en ce que :

- le quatrième nombre déterminé (Y4) de cycles respiratoires de calcul d'amplitude moyenne est sensiblement égal à 8,
- le premier facteur prédéterminé (FHO) d'hypopnée est compris entre 1 et 100 % et est par exemple sensiblement égal à 40 %,
- le temps minimum d'hypopnée (TMHO) est compris entre 1 s et 25 s et est par exemple sensiblement égal à 10 s,
- les cinquième et sixième nombres prédéterminés (Y5 ; Y6) de cycles respiratoires sont sensiblement égaux à respectivement 2 et 4,
- la cinquième augmentation (C5) prédéterminée de pression est comprise entre 0,1 mbar et 10 mbar et est par exemple sensiblement égale à + 1 mbar,
- les sixième et septième augmentations (C6 ; C7) prédéterminées de pression étant chacune inférieures à la cinquième commande (C5) et étant par exemple chacune sensiblement égales à la moitié de la cinquième augmentation (C5) de pression.

6. Procédé selon la revendication 5, caractérisé en ce que :

- si l'amplitude mesurée du dernier cycle respiratoire est supérieure ou égale à l'amplitude moyenne (AM) calculée multipliée par la premier facteur d'hypopnée (FHO), alors on calcule le temps (TCM) de cycles respiratoires moyen sur un septième nombre prédéterminé (Y7) de cycles précédents ;

• si la durée mesurée (TC) du dernier cycle est supérieure à un huitième nombre prédéterminé (Y8) multiplié par le temps de cycle respiratoire moyen calculé (TCM), on ajoute au compteur de temps en hypopnée (CTHO) la durée (TC) mesurée du dernier cycle, multipliée par un deuxième facteur (F2) d'hypopnée,

• si l'amplitude mesurée du dernier cycle respiratoire mesuré est supérieure à un troisième facteur (F3) d'hyperventilation, supérieur au premier facteur (FHO) d'hypopnée, multiplié par l'amplitude moyenne calculée (AM), on qualifie le dernier cycle d'hyperventilé, on incrémente d'une unité un compteur de cycles hyperventilés (CCH), on remet à 0 un compteur (CCN) de cycles à ventilation normale et

▪ si la valeur du compteur (CCH) de cycles hyperventilés est supérieure ou égale à un neuvième nombre prédéterminé (Y9),

▪ si la durée du dernier cycle (TC) est supérieure ou égale au huitième nombre (Y8) multiplié par le temps de cycle moyen calculé (TCM), on ajoute au compteur (CTHO) de temps en hypopnée le deuxième facteur (F2) multiplié par la durée du dernier cycle respiratoire (TC),

▪ et sinon, on remet à 0 le compteur (CTHO) de temps en hypopnée ;

puis on remet à 0 un compteur (CCHO) de cycles hypoventilés et on calcule l'amplitude moyenne (AM) de cycle respiratoire sur le nombre prédéterminé (Y4) de cycles respiratoires précédents,

• si l'amplitude mesurée du dernier cycle respiratoire mesuré est inférieure ou égale au troisième facteur (F3) multiplié par l'amplitude moyenne calculée (AM), on qualifie le dernier cycle de cycle à ventilation normale, on remet à 0 le compteur (CCH) de cycles hyperventilés et on incrémente d'une unité le compteur (CCN) de cycles à ventilation normale, et

▪ si la valeur du compteur (CCN) de cycles à ventilation normale est supérieure ou égale à un dixième nombre (Y10) prédéterminé,

▪ si la durée du dernier cycle (TC) est supérieure ou égale au huitième nombre (Y8) multiplié par le temps de cycle moyen calculé (TCM), on affecte au compteur (CTHO) de temps en hypopnée le deuxième facteur (F2) multiplié

26

par la durée du dernier cycle (TC) et on remet à 0 le compteur (CCN) de cycle à ventilation normale,

- et sinon, on remet à 0 le compteur (CTHO) de temps en hypopnée ;

puis on remet à 0 le compteur (CCHO) de cycles hypoventilés et on calcule l'amplitude moyenne du cycle respiratoire sur le nombre prédéterminé (Y4) de cycles respiratoires.

7. Procédé selon la revendication 6, caractérisé en ce que

le deuxième facteur (F2) est sensiblement égal à 5/8,

le troisième facteur d'hyperventilation (F3) est compris entre 100 % et 200 % et est par

exemple sensiblement égal à 140 %,

les septième, huitième, neuvième et dixième nombres prédéterminés (Y7 ; Y8 ; Y9 ; Y10) sont respectivement sensiblement égaux à 3 ; 2 ; 2 ; et 2.

8. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 7, caractérisé en ce que :

- si la pression mesurée (P) est inférieure à une valeur de pression haute (PH) prédéterminée, on remet à 0 un compteur de temps en pression haute (TPH) ;

- si la valeur du compteur de temps en pression haute (TPH) est supérieure à un temps maximum de pression haute (TMPH) et

- si la valeur maximale de pression réglée (Pmaxi) est inférieure à une valeur de pression de sécurité (PSEC) prédéterminée, on commande la pression (P) à cette valeur maximale de pression réglée (Pmaxi);

- si la valeur minimale de pression réglée (Pmini) est supérieure à une valeur de pression de sécurité (PSEC) prédéterminée, on commande la pression (P) à cette valeur minimale de pression réglée (Pmini);

- si les deux précédentes conditions ne sont pas réalisées , on commande la pression (P) à la valeur de pression de sécurité (PSEC) ;

puis

- on remet à 0 le compteur de temps en pression haute (TPH).

9. Procédé selon la revendication 8, caractérisé en ce que la valeur de pression haute (PH) est comprise entre 10 mbar et 25 mbar et est par exemple sensiblement égale à 17 mbar,

le temps maximum de pression haute (TMPH) est compris entre 1 et 100 minutes et est par exemple sensiblement égal à 10 minutes ou 30 minutes,

la valeur de pression de sécurité (PSEC) est sensiblement égale à 8 mbar.

10. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 9, caractérisé en ce que :
on mesure une fuite d'air, sensiblement égale au débit moyen pendant la respiration du patient,

- si la fuite mesurée d'air est supérieure à un niveau prédéterminé de fuite (NFM), on invalide les commandes d'augmentation de pression.

11. Procédé selon la revendication 10, caractérisé en ce que le niveau prédéterminé de fuite (NFM) est sensiblement égal à un coefficient (A) de fuite multiplié par une pression d'air filtrée dans le masque, ajouté à un coefficient (B) additif de fuite, le coefficient (A) de fuite étant compris entre 0 et 10 l/minute.mbar et étant par exemple sensiblement égal à 2,5 l/minute.mbar, et

le coefficient (B) additif de fuite est compris entre 0 et 100 l/mn et est par exemple sensiblement égal à 50 l/mn.

12. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 11, caractérisé en ce que :

- on détecte si la courbe de pression mesurée présente des oscillations, telles que de vibrations acoustiques, comprises dans une plage (P1) de fréquence,

- on mesure le temps (RF1) de présence d'oscillations détectées entre deux absences successives d'oscillations détectées et le temps (RF0) d'absence d'oscillations détectées entre deux présences successives d'oscillations détectées ;

- si la somme des temps mesurés d'absence et de présence d'oscillations détectées (RF0 ; RF1) est comprise dans une plage temporelle prescrite (BIP ; BSP),

- si le temps de présence d'oscillations (RF1) mesuré est supérieur ou égal à un temps minimum d'oscillations (TMRH) et

- si la valeur d'un compteur (CTAR) de temps écoulé depuis l'avant-dernière fois que les conditions temporelles précédentes ont été réalisées, est supérieure à un temps d'attente prescrit (TAR), on commande (C8) une huitième augmentation prédéterminée de pression et on remet le compteur de temps écoulé (CTAR) à 0.

13. Procédé suivant la revendication 12, caractérisé en ce que :

- si la somme des temps mesurés de présence et d'absence d'oscillations détectées (RF0 ; RF1) est en deçà de la plage temporelle prescrite (BIP ; BSP) ou si le temps de

présence mesuré d'oscillations détectées (RF1) est inférieur au temps minimum d'oscillations (TMRH),

- on remplace le temps mesuré (RF0) d'absence d'oscillations détectées par la somme des temps mesurés d'absence et de présence d'oscillations détectées (RF0 ; RF1), puis
- on remet à 0 le temps mesuré de présence d'oscillations détectées (RF1), et
 - si la somme des temps mesurés d'absence et de présence d'oscillations détectées (RF0 ; RF1) est au-delà de la plage temporelle prédéterminée (BIP ; BSP) ou d'un temps maximal prédéterminé (TCMax), on remet à 0 chacun des temps mesurés d'absence et de présence d'oscillations détectées (RF0 ; RF1) ; et sinon
 - on remet à 0 chacun des temps mesurés d'absence et de présence d'oscillations détectées (RF0 ; RF1).

14. Procédé selon l'une quelconque des revendications 12 et 13, caractérisé en ce que :

le temps maximal prédéterminé est sensiblement égal à deux fois le temps (TCM) de cycle respiratoire moyen sur les trois derniers cycles mesurés ;

- la plage temporelle prescrite (BIP ; BSP) est sensiblement comprise entre 10 % et 120 % du temps de cycle moyen calculé (TCM) ;

- le temps minimum d'oscillation (TMRH) est sensiblement égal à 7 % du temps de cycle moyen calculé (TCM) ;

- le temps d'attente prescrit (TAR) est compris entre 1 et 30 minutes et est par exemple sensiblement égal à 1 minute ;

- la huitième commande (C8) d'augmentation de pression est comprise entre 0,1 mbar et 10 mbar et est par exemple sensiblement égale à 1 mbar ;

- la plage (P1) de fréquence de détection d'oscillations est comprise entre sensiblement 30 et 300 Hz.

15. Procédé suivant l'une quelconque des revendications 1 à 14, caractérisé en ce que l'on mémorise la chronologie des événements détectés et on relève, par exemple après une nuit, la chronologie mémorisée.

16. Appareil de fourniture de pression d'air à un patient souffrant de troubles du sommeil tels qu'apnée, mettant en œuvre un procédé selon l'une quelconque des

revendications 1 à 15, caractérisé en ce qu'il comporte une unité (U) centrale de traitement et de commande de pression, un module (MPD) commandé de fourniture de pression, un masque (MVA) pour voies aériennes supérieures du patient, un conduit (CF) de fourniture de pression d'air du module (MPD) au masque (MVA), un capteur (CDAF) de débit d'air fourni, relié à l'unité centrale (U) et un capteur (CPM) de pression dans le masque (MVA), relié à l'unité centrale (U).

17. Appareil selon la revendication 16, caractérisé en ce qu'il comporte une mémoire de la chronologie des événements détectés, dont le contenu est apte à être relevé, par exemple après une nuit.

1/13

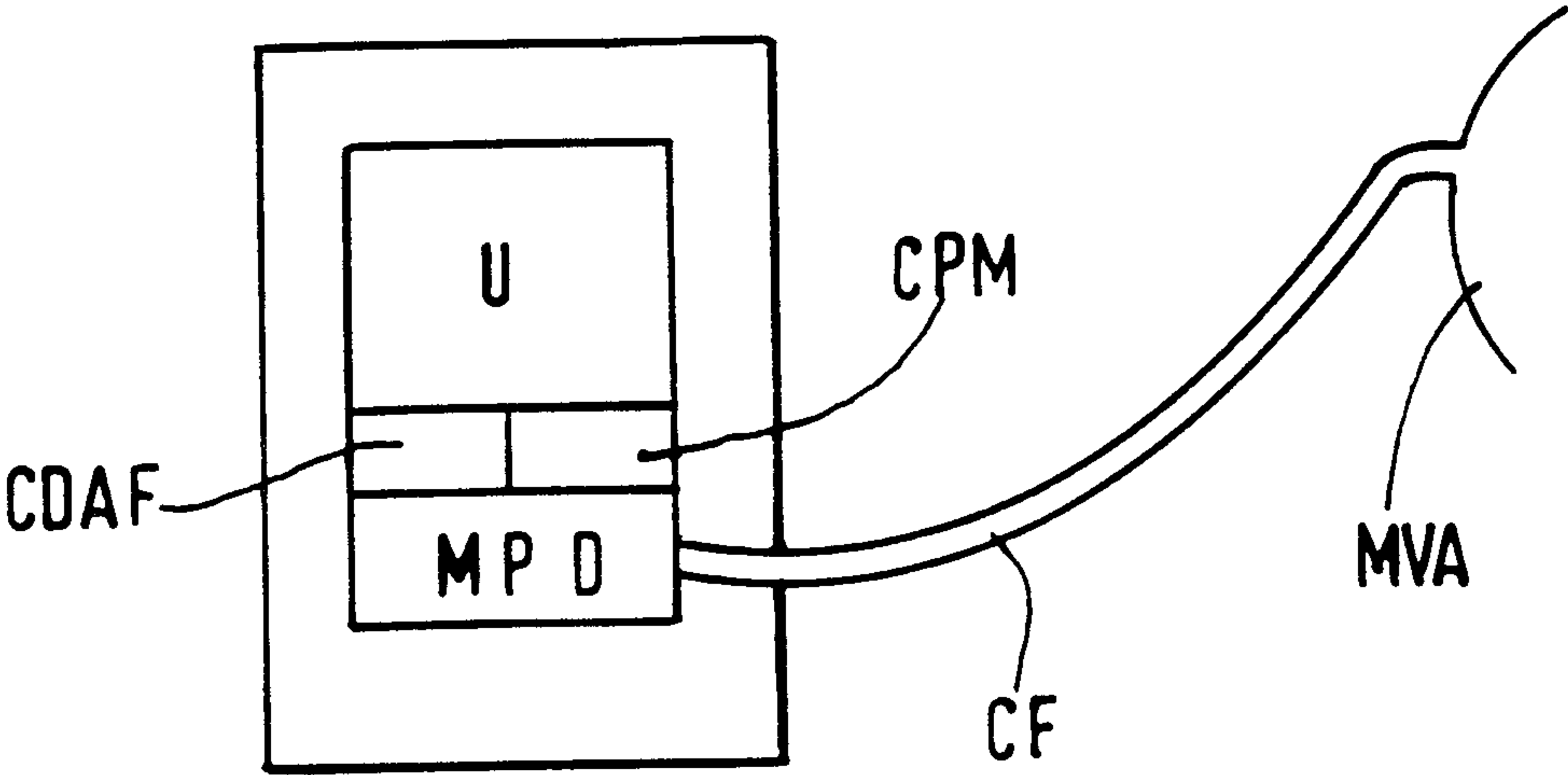


FIG.1

2/13

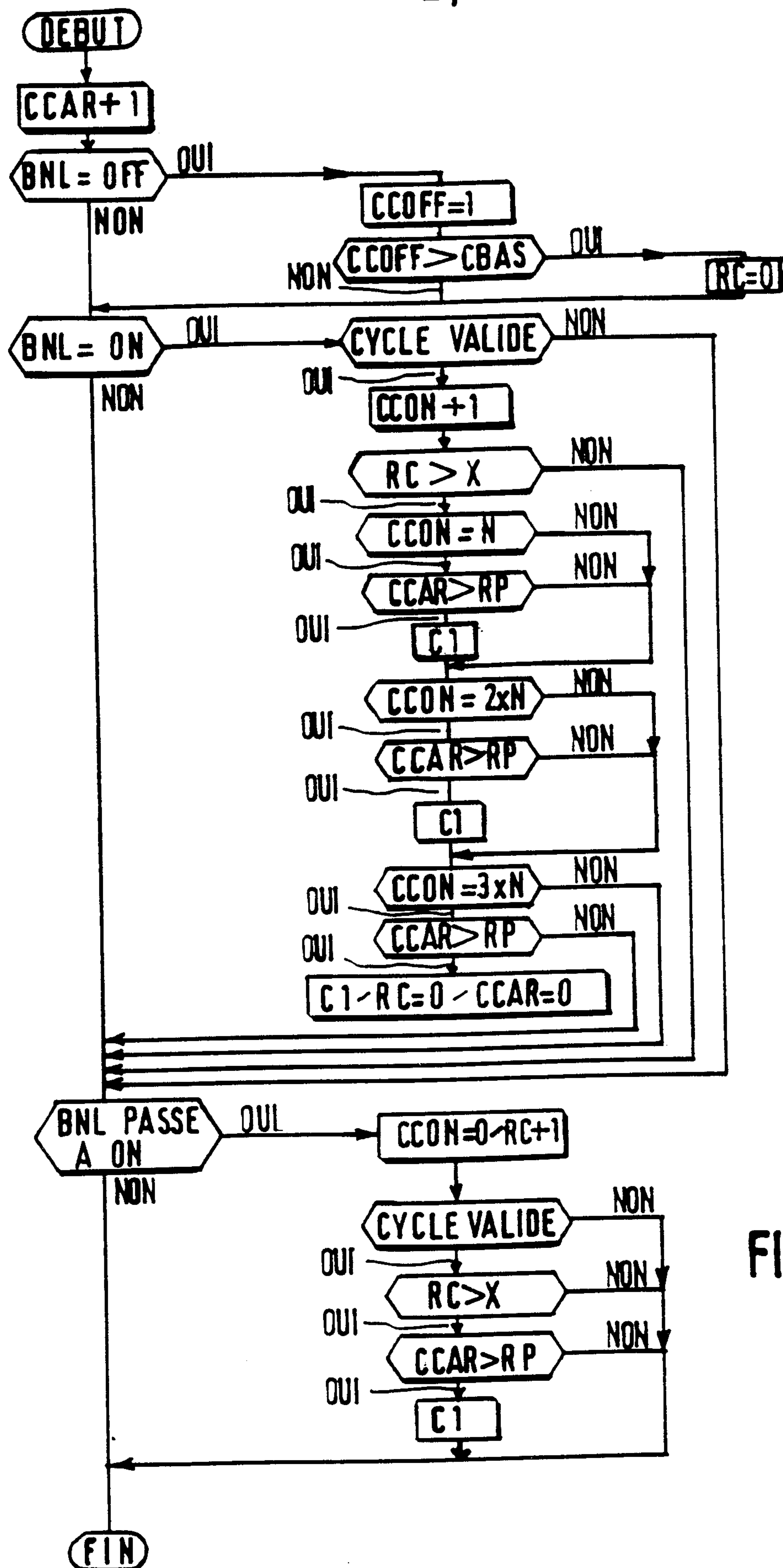


FIG. 2

3/13

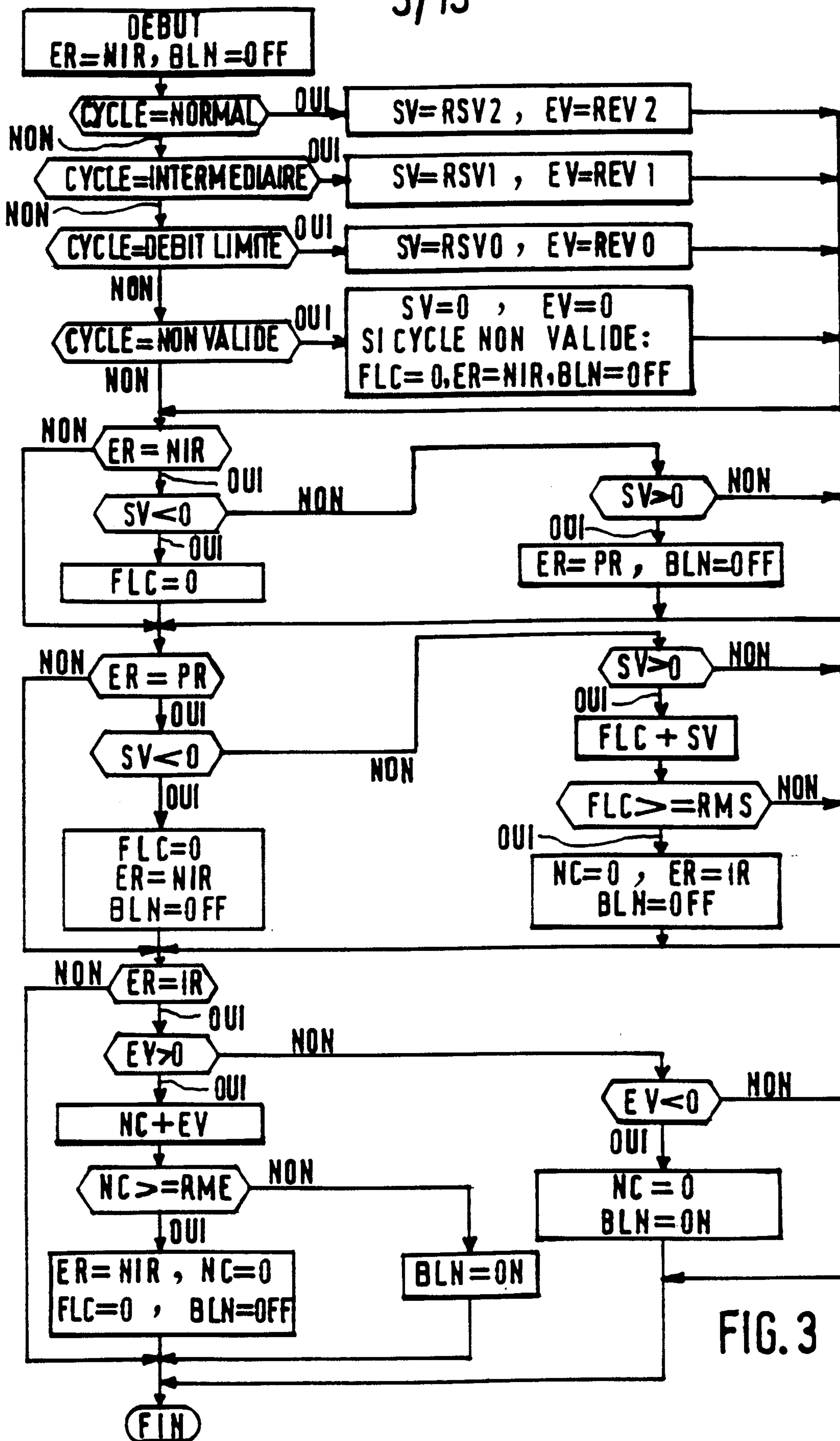


FIG. 3

4/13

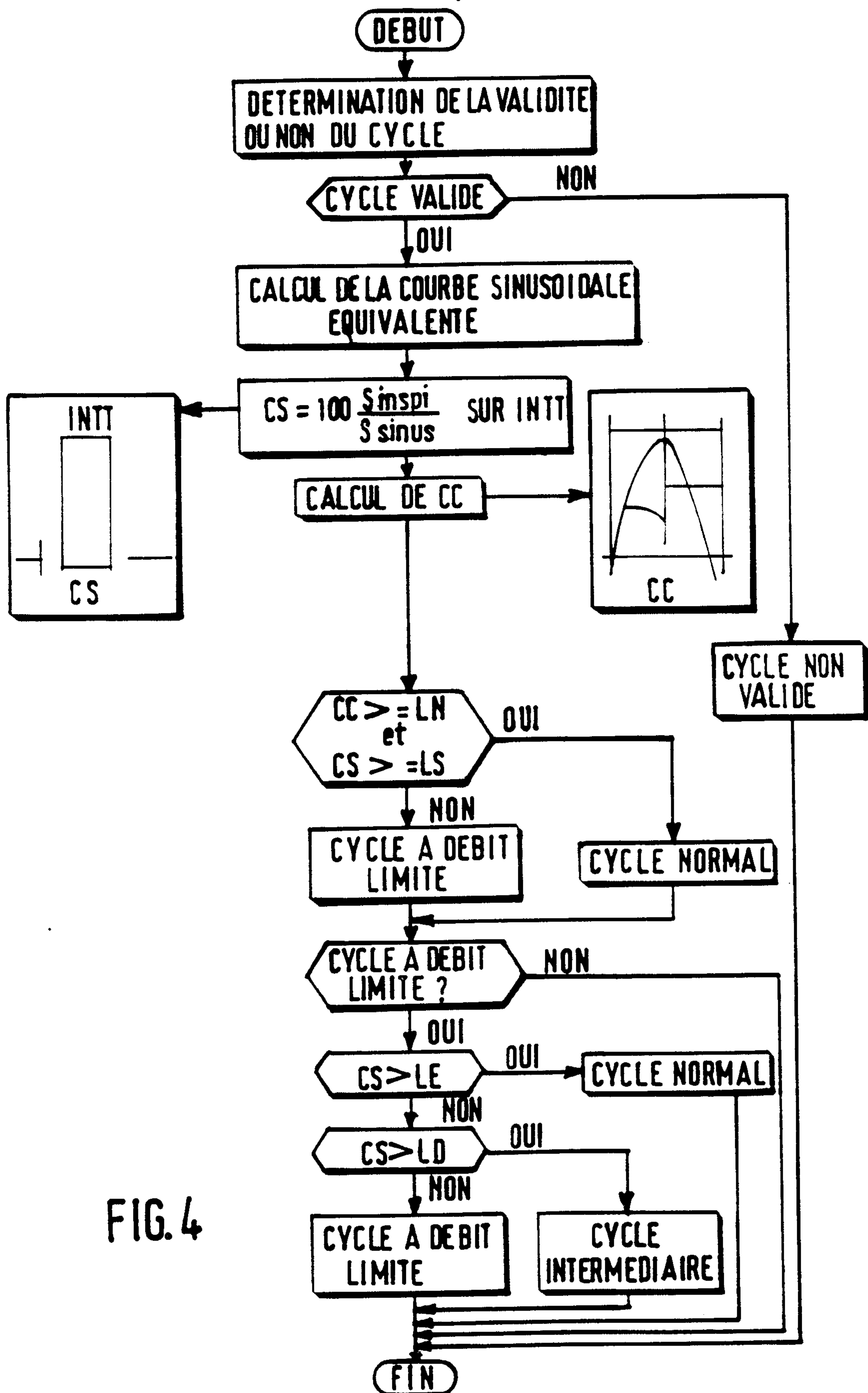
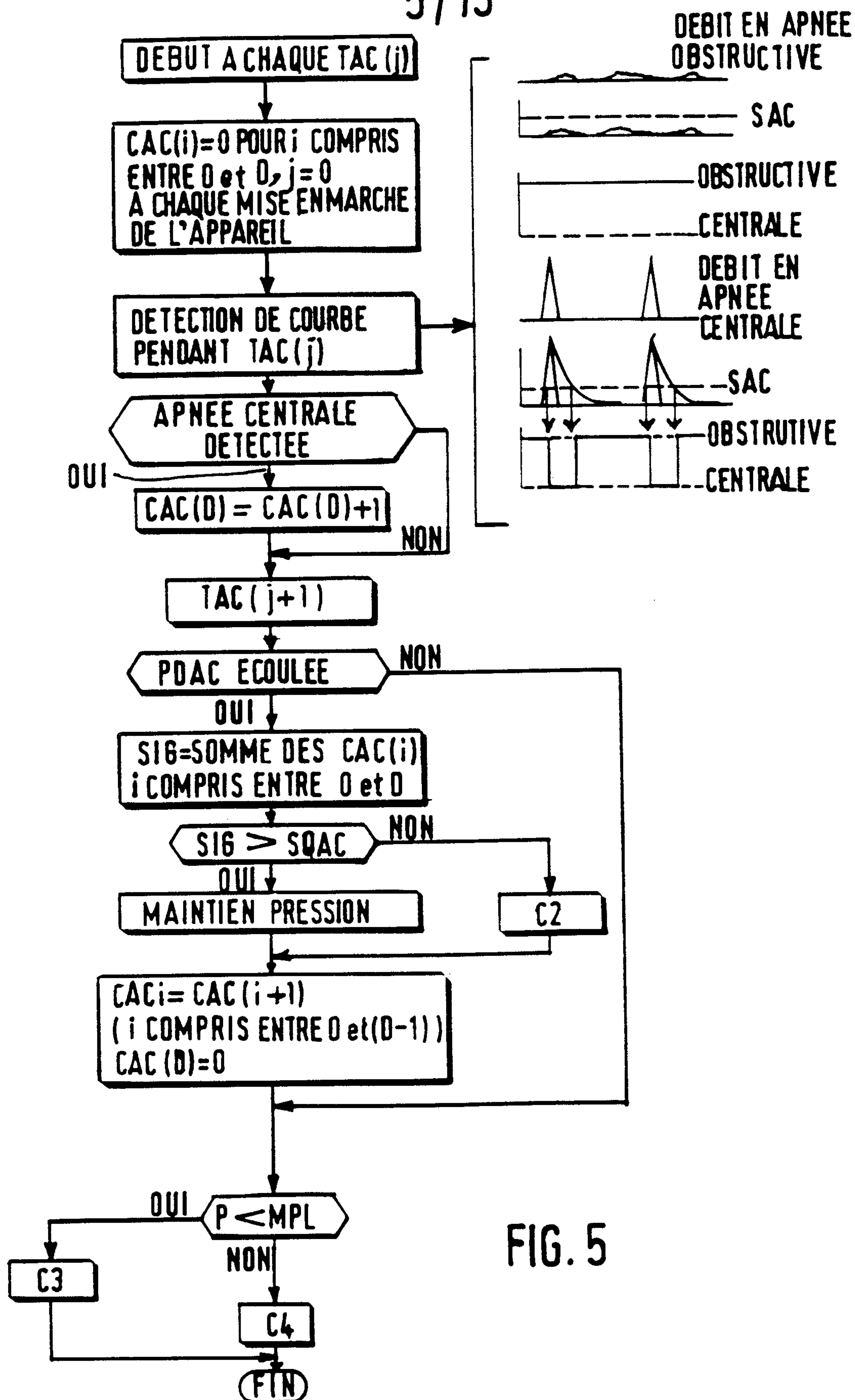


FIG. 4

5/13



6/13

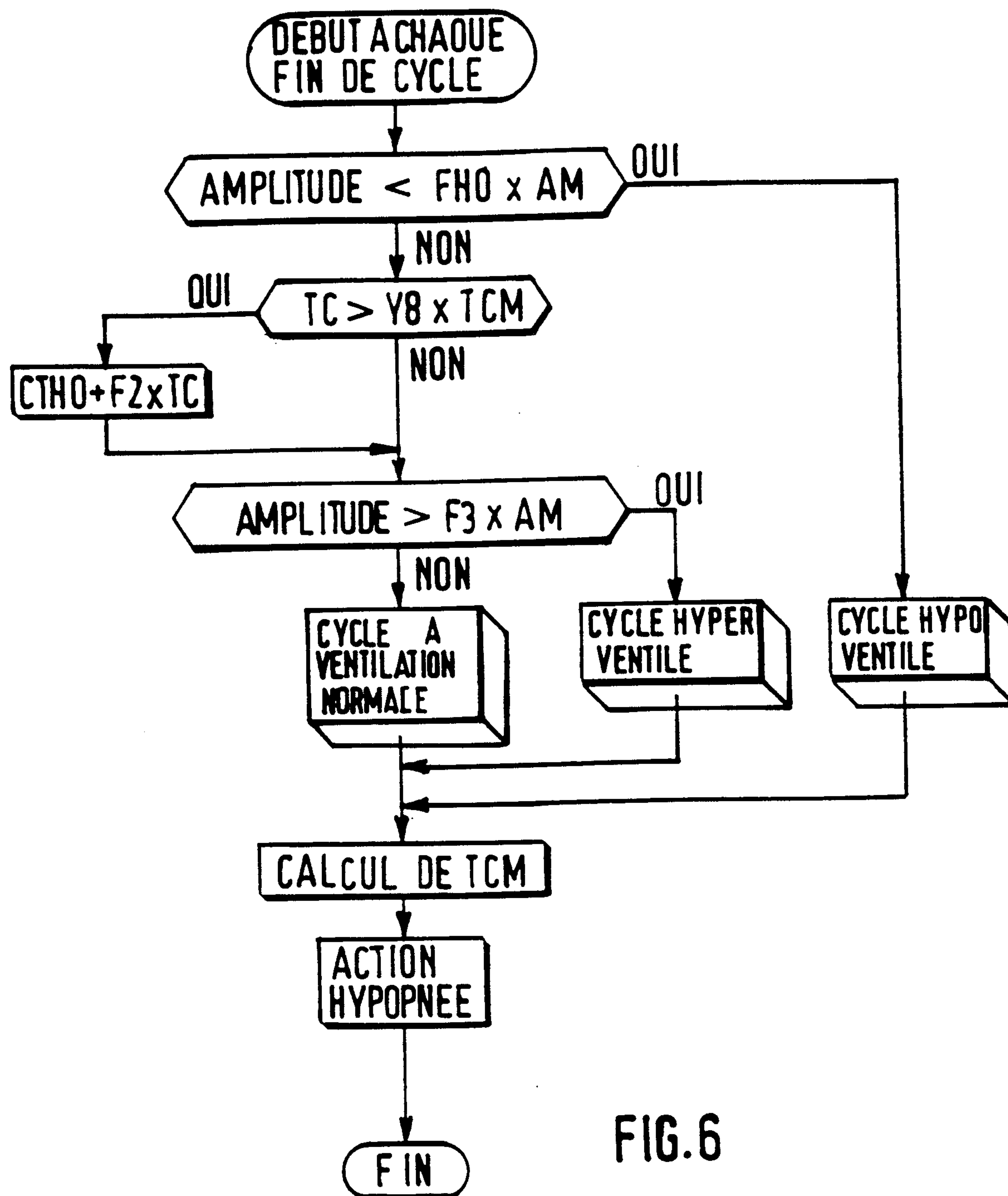


FIG. 6

7/13

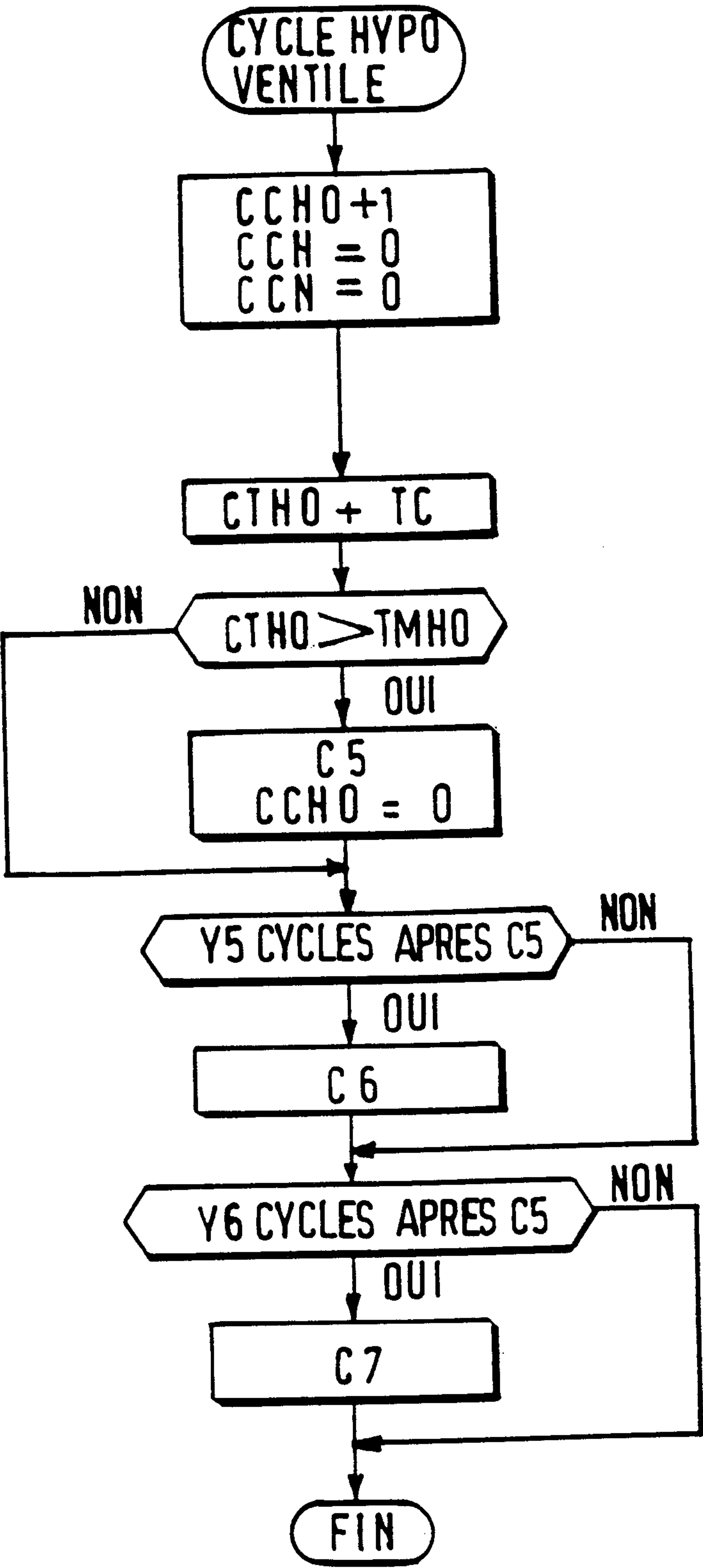
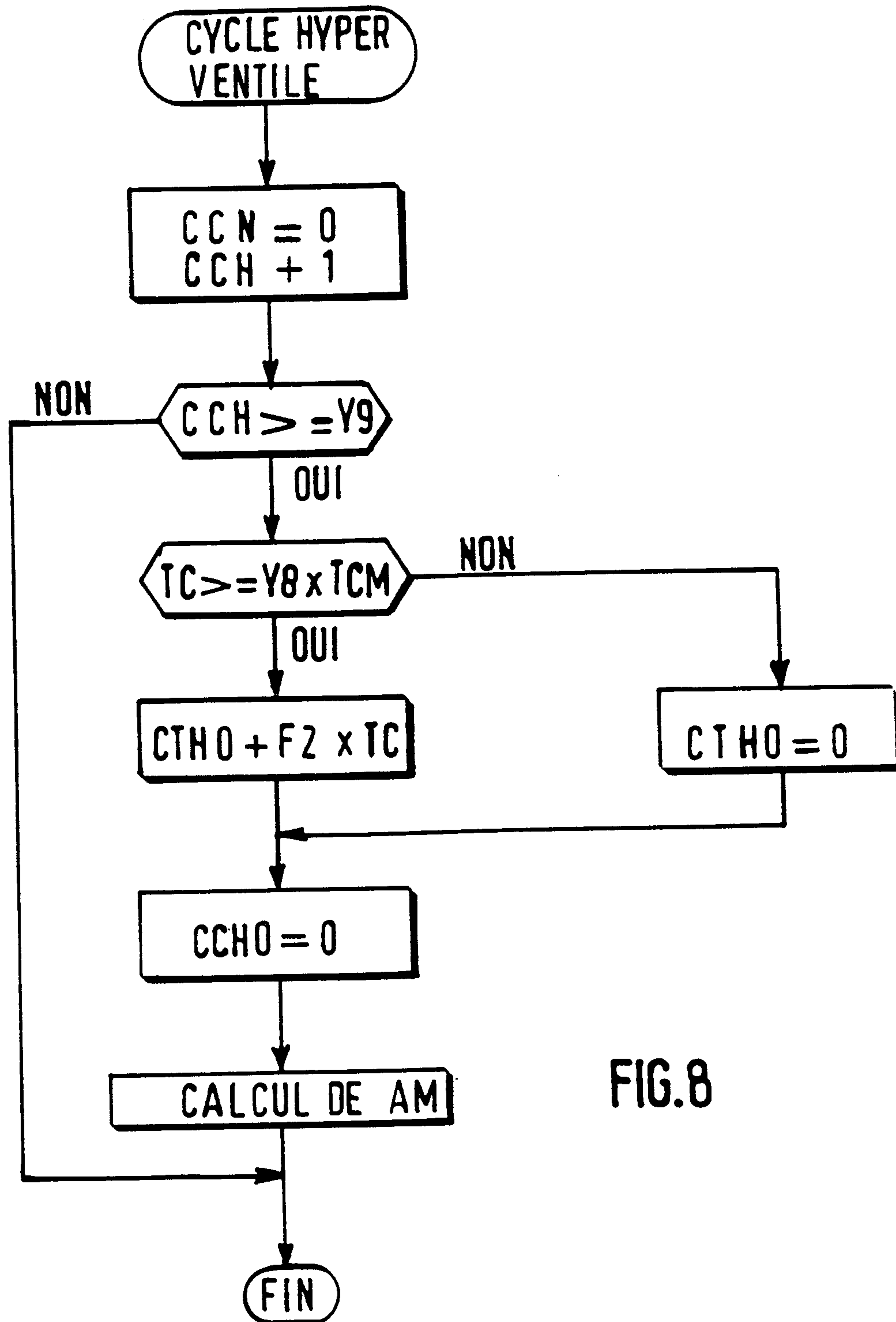


FIG.7

8/13



9/13

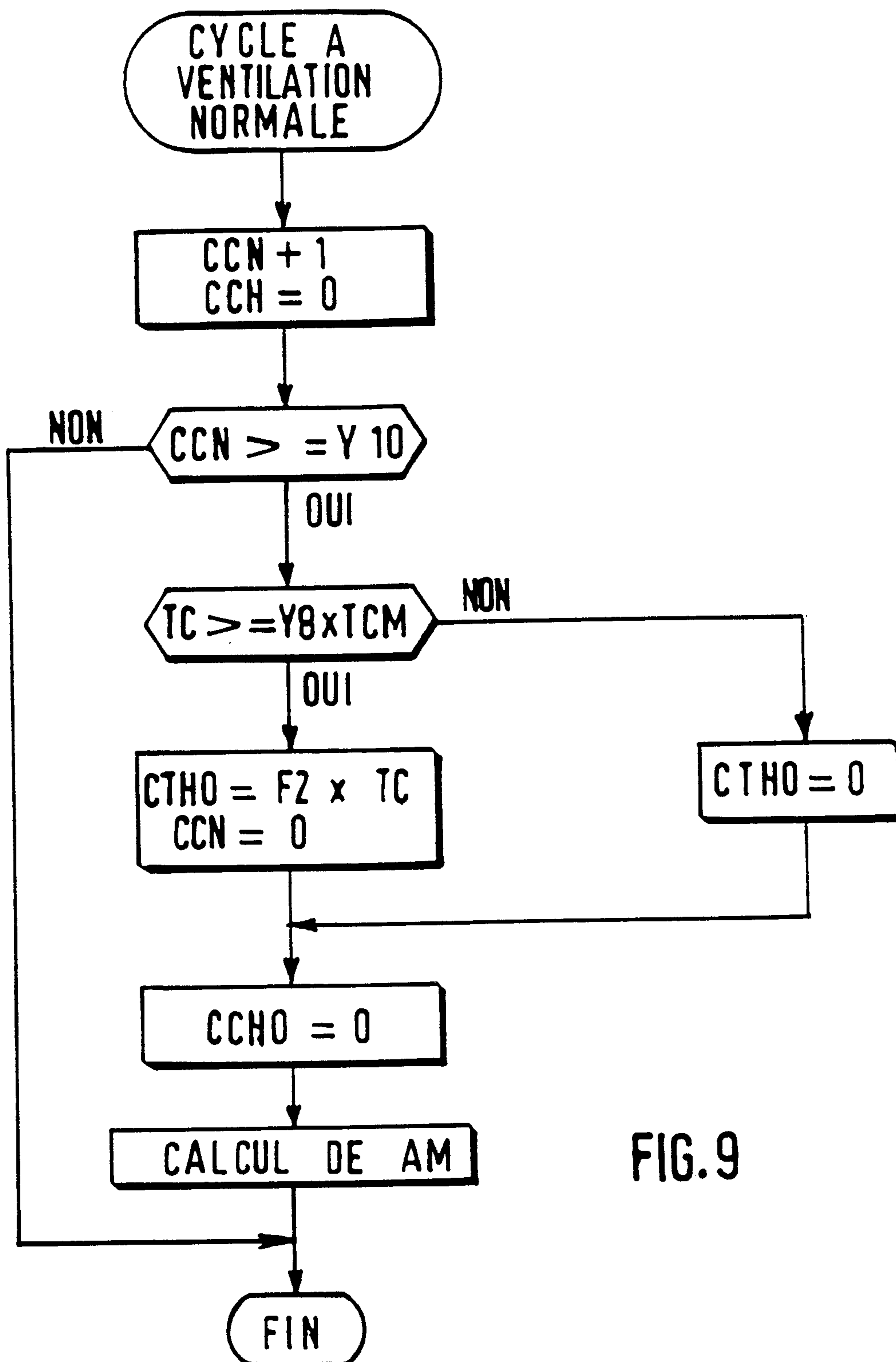


FIG. 9

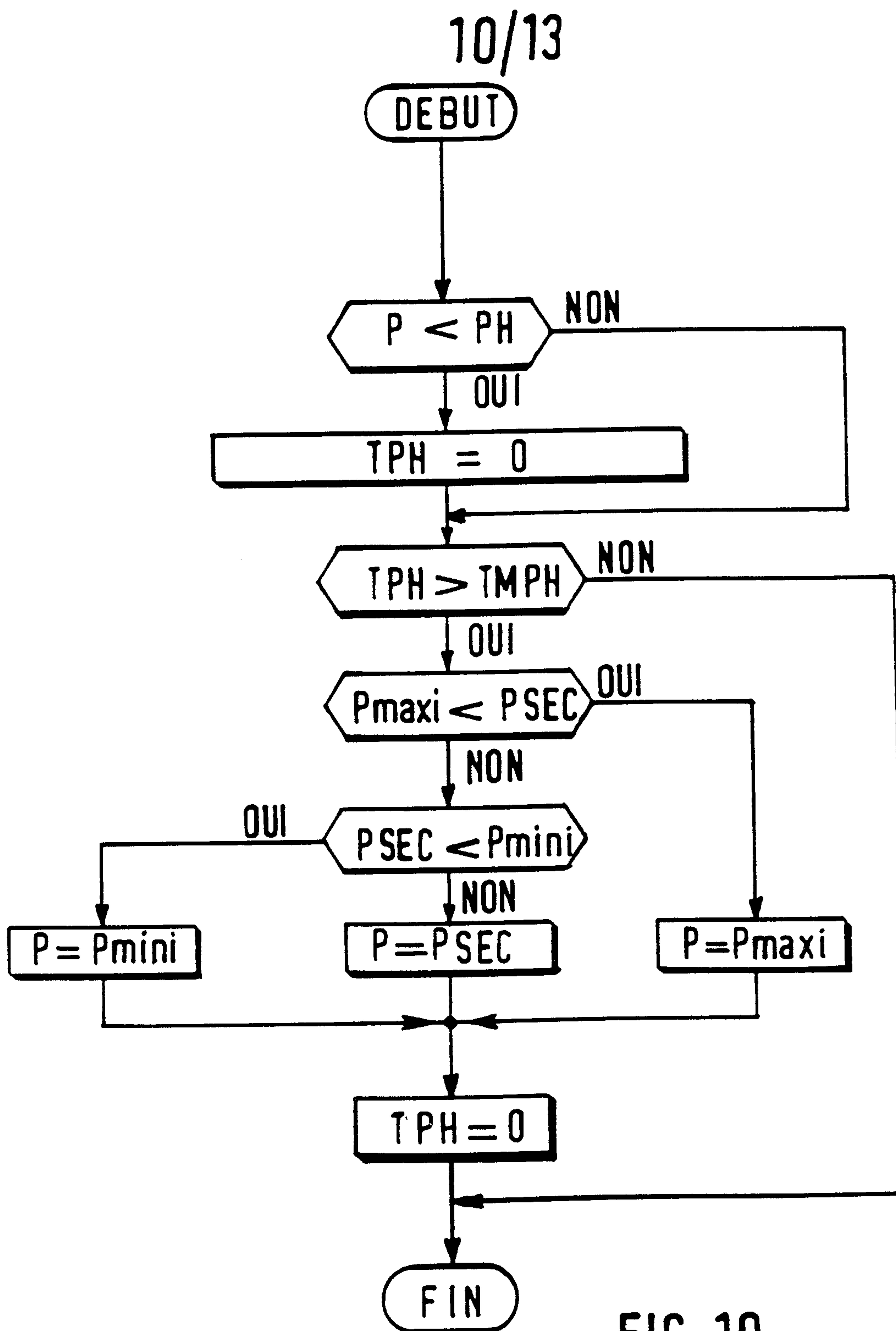


FIG. 10

11/13

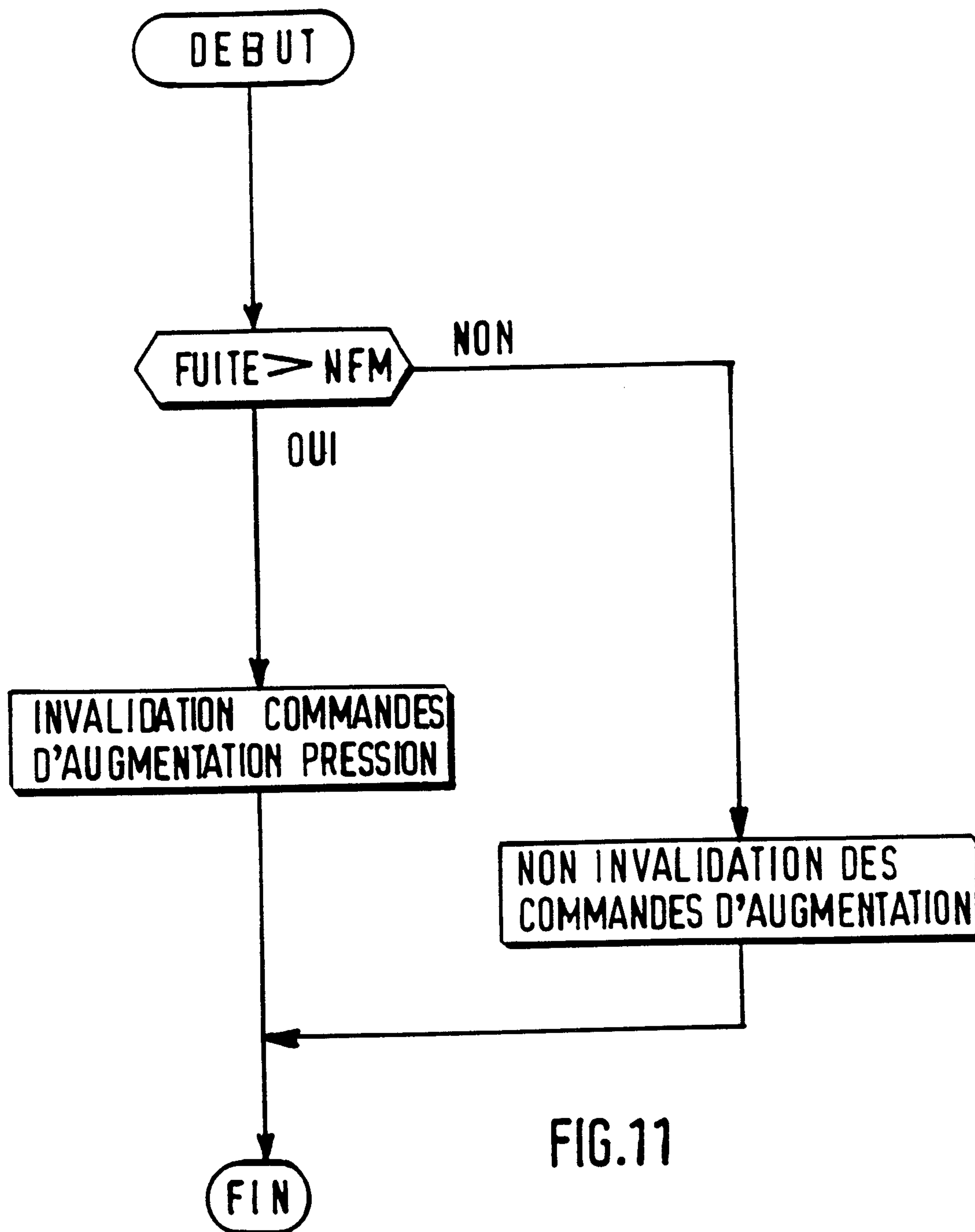


FIG.11

