

⑫

**BREVET D'INVENTION**

**B1**

⑤④ **DISPOSITIF DE DETECTION D'UN REGLAGE INAPPROPRIÉ D'UNE MACHINE D'ASSIS-  
TANCE VENTILATOIRE UTILISÉE SUR UN MAMMIFÈRE.**

②② **Date de dépôt :** 10.07.06.

③③ **Priorité :**

⑥⑥ **Références à d'autres documents nationaux  
apparentés :**

○ **Demande(s) d'extension :**

⑦① **Demandeur(s) :** UNIVERSITE PIERRE ET MARIE  
CURIE et ASSISTANCE PUBLIQUE HOPITAUX  
PARIS — FR.

④③ **Date de mise à la disposition du public  
de la demande :** 11.01.08 Bulletin 08/02.

④⑤ **Date de la mise à disposition du public du  
brevet d'invention :** 12.01.18 Bulletin 18/02.

⑤⑥ **Liste des documents cités dans le rapport de  
recherche :**

*Se reporter à la fin du présent fascicule*

⑦② **Inventeur(s) :** SIMIŁOWSKI THOMAS, RAUX  
MATHIEU, STRAUS CHRISTIAN et RAY PATRICK.

⑦③ **Titulaire(s) :** UNIVERSITE PIERRE ET MARIE  
CURIE, ASSISTANCE PUBLIQUE HOPITAUX PARIS.

⑦④ **Mandataire(s) :** CABINET LAVOIX Société par  
actions simplifiée.

**FR 2 903 314 - B1**



La présente invention concerne un dispositif de détection d'un réglage inapproprié d'une machine d'assistance ventilatoire utilisée sur un mammi-  
fère.

5 Certaines personnes souffrent d'une défaillance respiratoire aiguë, consécutive, par exemple, à une pneumonie, un œdème pulmonaire ou une surinfection de maladies respiratoires chroniques. Une assistance ventila-  
toire mécanique peut s'avérer nécessaire. Les machines d'assistance venti-  
latoire ou ventilateurs comportent des moyens de détection d'une inspiration  
par le patient et des moyens pour aider le patient à l'inspiration en augmen-  
10 tant le flux d'air ou la pression de l'air recueilli par le patient.

Ainsi, l'assistance consiste en la fourniture d'un volume prédéterminé  
de gaz ou en une pressurisation des voies aériennes. Dans les deux cas,  
divers réglages permettent d'adapter le flux de gaz aux besoins du patient.  
La machine d'assistance doit donc être adaptée au comportement ventila-  
15 toire du patient afin que la relation qui les unit soit "harmonieuse", c'est-à-  
dire que le patient soit dans un état de confort physique satisfaisant, le pa-  
tient n'éprouvant, lors de l'assistance, aucune gêne respiratoire. Avec des  
réglages inadaptés, par exemple lorsque le flux d'air est trop important ou,  
au contraire, trop faible, le patient peut être dans une situation inconfortable,  
20 voire être dans une situation de détresse respiratoire.

Pour détecter une telle dysharmonie entre le patient et la machine,  
différents moyens ont été utilisés. En particulier, il est connu de simplement  
interroger le patient. Toutefois, cela n'est pas possible lorsque le patient est  
endormi ou dans le coma.

25 Il est connu également d'observer l'activité ventilatoire, notamment la  
fréquence et l'utilisation des différents groupes musculaires respiratoires.

Il est également recouru à l'observation de la coordination entre les  
mouvements respiratoires et la réponse du ventilateur pour détecter un  
asynchronisme ou des efforts de déclenchement inefficaces.

30 Enfin, il est connu de mesurer des éléments physiologiques indirects  
permettant de qualifier l'activité ventilatoire et de détecter, le cas échéant, sa  
nature désynchronisée. Ces éléments physiologiques indirects sont par

exemple la pression d'occlusion, la morphologie des courbes de pression des voies aériennes, le travail ventilatoire.

En pratique, ces moyens s'avèrent délicats à utiliser et constituent tous des témoins indirects des sensations que peut éprouver le patient.

5 L'invention a pour but de proposer un dispositif permettant de détecter un réglage défaillant de la machine de ventilation qui soit fiable.

A cet effet, l'invention a pour objet un dispositif de détection d'un réglage approprié d'une machine d'assistance respiratoire utilisée sur un mammifère, caractérisé en ce qu'il comporte :

10 - des moyens de mesure, en fonction du temps, d'un signal neurophysiologique mis en œuvre dans le processus respiratoire du mammifère pour au moins deux cycles respiratoires successifs ;

- des moyens de traitement des signaux neurophysiologiques ; et

15 - des moyens de mise en évidence d'un réglage inapproprié du ventilateur à partir desdits signaux traités.

Ainsi, l'invention permet de détecter le réglage inapproprié à partir d'une activité neurologique ou neuromusculaire anormale chez un patient placé sous assistance ventilatoire mécanique. Une telle manière de faire permet une détection fiable, c'est-à-dire obtenue quasi directement des sensations du patient.

20 Suivant des modes particuliers de réalisation, le dispositif comporte l'une ou plusieurs des caractéristiques suivantes :

- les moyens de traitement comportent des moyens de rétro-moyennage point à point des signaux neurophysiologiques mesurés pour l'ensemble des cycles sur un même intervalle de temps déterminé ;

25 - les moyens de traitement sont propres à traiter les signaux neurophysiologiques sur un intervalle de temps comprenant l'instant de déclenchement respiratoire ;

30 - les moyens de mesure comprennent un électroencéphalographe et sont propres à mesurer un éventuel potentiel pré-moteur du mammifère précédant l'instant de déclenchement respiratoire ;

- ledit intervalle de temps s'étend pour plus de la moitié en avance par rapport à l'instant de déclenchement respiratoire ;

5       - les moyens de mise en évidence comportent des moyens de comparaison de la pente d'un signal électroencéphalographique immédiatement avant l'instant de déclenchement respiratoire ;

- les moyens de mesure comprennent un électromyographe et sont propres à calculer l'intégrale d'un signal électromyographique sur ledit intervalle de temps ;

10       - l'intervalle de temps s'étend pour plus de la moitié en retard par rapport à l'instant respiratoire ;

- les moyens de mise en évidence comprennent des moyens de détection d'une évolution temporelle de la moyenne de la racine carrée du signal électromyographique sur ledit intervalle de temps.

15       L'invention a également pour objet une installation d'assistance ventilatoire comportant :

- une machine d'assistance ventilatoire et

- un dispositif de détection d'un réglage inapproprié tel que décrit précédemment.

20       L'invention a également pour objet un procédé de détection d'un réglage inapproprié d'une machine d'assistance ventilatoire utilisée sur un mammifère, caractérisé en ce qu'il comporte les étapes de :

- mesure, en fonction du temps, d'un signal neurophysiologique mis en œuvre dans le processus respiratoire du mammifère pour au moins deux cycles respiratoires ;

25       - traitement des signaux neurophysiologiques ; et

- mise en évidence d'un réglage inapproprié du ventilateur à partir desdits signaux traités.

30       L'invention a également pour objet un programme d'ordinateur comportant des instructions qui lorsque mis en œuvre sur un calculateur associé à des moyens de mesure d'un signal neurophysiologique met en œuvre le procédé précédent.

L'invention sera mieux comprise à la lecture de la description qui va suivre, donnée uniquement à titre d'exemple et faite en se référant aux dessins, sur lesquels :

5 - la figure 1 est une vue schématique d'une installation d'assistance ventilatoire mise en œuvre sur un patient ;

- la figure 2 est une vue en perspective de trois-quarts arrière de la tête d'un être humain montrant un exemple d'implantation des électrodes ;

10 - la figure 3 est un ensemble de courbes explicitant le moyennage point à point effectué sur un ensemble de cycles respiratoires du signal électroencéphalographique recueilli ;

- la figure 4 est un exemple d'ensemble de courbes montrant l'activité encéphalographique détectée et l'activité électromyographique du muscle scalène d'un être humain placé sous assistance ventilatoire ;

15 - la figure 5 est une vue identique à celle de la figure 4 en cas de dysharmonie est un exemple d'ensemble de courbes montrant l'activité encéphalographique détectée et l'activité électromyographique du muscle scalène d'un être humain placé sous assistance ventilatoire ;

- la figure 6 est une vue identique à celle de la figure 1 d'une variante de réalisation d'une installation selon l'invention ;

20 - la figure 7 est un exemple d'ensemble de courbes montrant l'activité ventilatoire (en haut) et l'activité électromyographique (en bas) pour plusieurs cycles respiratoires ; et

- la figure 8 est une courbe montrant l'activité ventilatoire (en haut) et l'enveloppe moyenne de l'activité électromyographique (en bas).

25 Sur la figure 1 est illustrée un exemple d'une installation 8 d'assistance ventilatoire utilisant un dispositif selon l'invention.

Cette installation 8 comporte une machine d'assistance ventilatoire mécanique 10 et un dispositif 12 de détection d'un réglage défaillant de la machine d'assistance 10.

30 La machine 10 comporte, comme connu en soi, une turbine 14 propre à fournir un flux d'air à un patient à un débit déterminé et avec une pression donnée. En sortie de la turbine 14 est prévue une vanne 16 permettant de

fournir ou non l'air au patient sous pression produit par la turbine 14. La turbine 14 et la vanne 16 sont reliées à une unité de pilotage 18 elle-même connectée à un capteur de dépression propre à détecter une aspiration du patient.

5           La turbine 14 est reliée, en aval de la vanne 16, à un masque 22 propre à être appliqué sur les voies respiratoires supérieures du patient. Le capteur de dépression 20 est monté par exemple dans le masque 22 du patient.

10           En variante, le masque 22 peut être remplacé par une sonde endotrachéale.

15           L'unité de pilotage 18 est reliée à une unité de réglage 24 propre à modifier les paramètres de fonctionnement de la machine 18, et en particulier le débit imposé par la turbine 14, la pression du flux, les instants de basculement de la vanne 16, et tout autre paramètre comme connu dans l'état de la technique.

          Par ailleurs, l'unité de pilotage 18 comporte une sortie propre à fournir un signal de déclenchement respiratoire  $t_0$  représentatif d'un début d'inspiration du patient.

20           Le dispositif 12 de détection d'un réglage défaillant comporte une unité 40 de mesure d'un signal neurophysiologique représentatif d'une inspiration et propre à fournir un signal neurophysiologique en fonction du temps.

25           Elle comporte en outre une unité 42 de traitement connectée à l'unité de mesure 40 pour recevoir le signal neurophysiologique. Cette unité de traitement 42 comporte une entrée pour la réception du signal de déclenchement respiratoire  $t_0$ , cette entrée étant connectée à la sortie correspondante de la machine 10.

          Le dispositif 12 comporte en outre des moyens 44 de mise à disposition d'un praticien d'une information représentative d'un réglage défaillant de la machine 10.

30           Selon un premier mode de réalisation, les moyens 40 de mesure d'un signal neurophysiologique sont formés d'un électroencéphalographe. Celui-ci comporte, par exemple, trois électrodes 46A, 46B, 46C disposées sur le

crâne du patient et notamment au niveau de l'aire motrice supplémentaire, c'est-à-dire du cortex prémoteur. Plus précisément, et de préférence, les électrodes 46A, 46B, 46C sont placées au niveau des dérivations C3-A+, C4-A+ et Cz-A+ du scalp comme illustré sur la figure 2, ces positions étant

5

déterminées dans le repère 10-20 du système international.

Comme connu en soi, l'électroencéphalographe comporte des moyens 50 de recueil du signal, des moyens 52 de filtrage et d'amplification, ainsi que des moyens 54 d'échantillonnage afin de numériser le signal, par exemple avec une fréquence d'échantillonnage de 2000 Hz. Il comporte en

10

outre des moyens 56 de stockage informatiques des valeurs échantillonnées avec leur instant d'échantillonnage correspondant.

Les moyens de traitement 42 comportent des moyens 60 de rétro-moyennage des valeurs échantillonnées mémorisées sur plusieurs cycles respiratoires. Ils sont formés par exemple d'un micro-ordinateur mettant en

15

œuvre un programme adapté. Plus précisément, et comme illustré sur la figure 3, les moyens de traitement sont propres à effectuer la moyenne arithmétique point à point entre différents intervalles de temps successifs  $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_n$  du signal enregistré, chaque intervalle de temps  $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_n$  correspondant à un cycle respiratoire. Chaque intervalle de temps  $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_n$  est défini par

20

rapport à l'instant de déclenchement respiratoire  $t_0$  du cycle respiratoire correspondant et est calé sur cet instant  $t_0$ . On entend par cycle respiratoire l'intervalle de temps constitué d'une expiration et d'une inspiration complètes.

25

Sur cette figure 3, la courbe P illustre la pression mesurée par le capteur 20 alors que la courbe S illustre le signal électroencéphalographique recueilli aux mêmes instants.

Les intervalles de temps successifs  $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_n$  sur lesquels est effectué le moyennage des signaux sont illustrés.

30

Ils sont chacun calé sur l'instant  $t_0$  de déclenchement respiratoire et ont tous la même durée.

Le signal moyen noté  $I_m$  est obtenu par moyennage des signaux des intervalles  $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_n$ . Un tel signal  $I_m$  moyen est déterminé pour chacune des

trois électrodes 46A, 46B, 46C. La moyenne est de préférence réalisée sur un nombre  $\underline{n}$  de cycles successifs supérieur à 10 et par exemple compris entre 50 et 100 et avantageusement égal à 80.

5 La durée des intervalles de moyennage  $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_n$  est au maximum égale à la durée d'un cycle respiratoire. Elle est de préférence comprise entre 2 s et 4 s et de préférence sensiblement égale à trois secondes.

L'intervalle de moyennage  $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_n$  comprend l'instant de déclenchement respiratoire  $t_0$ . Cet intervalle s'étend avantageusement pour plus de la moitié en avance par rapport à l'instant de déclenchement respiratoire  $t_0$ . De  
10 préférence, il s'étend pour plus des deux tiers en avance par rapport à l'instant de déclenchement  $t_0$ . Plus précisément, le début de l'intervalle est antérieur de 1,5 s à 3,5 s à l'instant de déclenchement respiratoire  $t_0$ . De préférence, le début est antérieur sensiblement à 2,5 s.

La fin de l'intervalle est postérieure à l'instant de déclenchement  $t_0$  respiratoire d'un retard compris entre 0,2 s et 0,7 s et de préférence sensiblement égal à 0,5 s.  
15

Les moyens de traitement 42 comportent en outre des moyens de calcul de la pente du signal électroencéphalographique moyenné observé antérieurement à l'instant de déclenchement respiratoire  $t_0$ .

20 Les moyens 44 de mise en évidence d'un réglage défaillant comportent des moyens 70 de comparaison de la pente du signal moyenné  $I_m$  à une valeur de référence et des moyens 72 de déclenchement d'un indicateur tel qu'un voyant lumineux, lorsque la valeur de la pente est supérieure à une valeur de référence.

25 En pratique, cette valeur de référence est par exemple prise égale à zéro.

Outre l'indicateur, les moyens 44 de mise en évidence comportent avantageusement des moyens de stockage et d'affichage des signaux moyennés  $I_m$  et des valeurs de la pente calculée pour chaque signal  $I_m$ .

30 Sur les figures 4 et 5 est représenté un exemple de trois valeurs de signaux moyennées  $S_A$ ,  $S_B$ ,  $S_C$  obtenues depuis les capteurs 46A, 46B, 46C



sur un patient en harmonie avec le ventilateur sur la figure 4 et un patient en dysharmonie sur la figure 5.

Il a été constaté que, en cas d'harmonie entre le patient et la machine d'assistance, aucun potentiel prémoteur n'est constaté avant l'instant de déclenchement respiratoire  $t_0$ , le potentiel prémoteur étant le potentiel électroencéphalographique mesuré dans la phase précédant immédiatement l'instant de déclenchement respiratoire  $t_0$ .

En revanche, en cas de dysharmonie, le potentiel prémoteur augmente progressivement avant l'instant de déclenchement respiratoire  $t_0$ . Ainsi, il est fait l'hypothèse que, lors d'une dysharmonie, un potentiel prémoteur traduisant la préparation corticale du mouvement s'établit avant l'instant de déclenchement  $t_0$ .

Le dispositif étant apte à détecter ce potentiel prémoteur, celui-ci est susceptible de détecter une dysharmonie entre la machine respiratoire et le patient.

A partir de l'information fournie par les moyens de mise en évidence, le praticien est susceptible de modifier les réglages de la machine d'assistance 10 depuis l'unité de réglage 24. En variante, une boucle de régulation est établie entre les moyens de mise en évidence et la machine d'assistance 10, les réglages étant automatiquement modifiés en fonction de la valeur de la pente du potentiel prémoteur détectée.

Suivant un autre mode de réalisation du dispositif noté 112 illustré sur la figure 6, les moyens de mesure d'un signal neurophysiologique sont remplacés par un électromyographe 140. Celui-ci comporte une ou plusieurs électrodes 146 propres à être placées sur les muscles respiratoires, c'est-à-dire activés par la respiration, par exemple du cou ou du visage d'un patient (en particulier les ailes du nez). Ces électrodes sont susceptibles de détecter les signaux électriques de ces muscles. Ces électrodes sont placées par exemple, suivant un premier mode de réalisation, sur le muscle scalène ou, suivant un second mode de réalisation, sur le muscle alaenasi, commandant l'ouverture des narines. Dans le premier cas, l'électrode 146 est avantageusement placée directement dans le masque 22 assurant l'alimentation en air

du patient. Le signal inférieur  $S_{SC}$  des figures 4 et 5 représente l'activité électromyographique enregistrée du muscle scalène.

Comme précédemment, le dispositif 112 comporte une unité 142 de traitement reliée à l'électromyographe 140 et des moyens 144 de mise à disposition d'une information représentative d'un réglage défaillant.

Comme connu en soi, l'électromyographe 140 comporte des moyens 150 de recueil du signal, des moyens de filtrage et d'amplification 152 et des moyens d'échantillonnage 154 ayant par exemple une fréquence de 10 000 Hz, le filtrage étant effectué entre 20 Hz et 3 kHz. Comme précédemment, l'électromyographe 140 comporte des moyens 156 de stockage des valeurs échantillonnées avec leurs instants d'échantillonnage correspondant.

Les moyens de traitement 142 comportent des moyens de rétro-moyennage 160 des valeurs échantillonnées.

En référence à la figure 7, dans ce mode de réalisation, les moyens de traitement 142 sont propres à effectuer le calcul de la racine carrée du signal, puis la moyenne arithmétique point à point de cette racine carrée pour un nombre  $\underline{n}$  de cycles prédéterminés sur des intervalles de temps  $J_1, J_2, J_3, \dots, J_n$  définis par rapport à l'instant de déclenchement respiratoire  $t_0$  de chaque cycle et calés sur cet instant.

En effet, le signal étant dans ce mode de réalisation symétrique par rapport à l'axe des abscisses, il est nécessaire de le rendre asymétrique en l'élevant au carré afin de calculer une moyenne non nulle.

Avantageusement, la moyenne de la racine carrée est réalisée pour chaque intervalle de temps  $J_1, J_2, J_3, \dots, J_n$  sur une fenêtre temporelle mobile, de préférence de durée de 1 milliseconde, parcourant ledit intervalle pour obtenir une enveloppe pour chaque intervalle.

La durée de l'intervalle de moyennage  $J_1, J_2, J_3, \dots, J_n$  est au maximum égale à la durée d'un cycle respiratoire. Elle est de préférence comprise entre 2 s et 4 s et de préférence sensiblement égale à 3 s. L'intervalle comprend l'instant de déclenchement respiratoire  $t_0$ . Cet intervalle s'étend avantageusement pour plus de la moitié et avantageusement pour plus des

trois-quarts après l'instant de déclenchement respiratoire  $t_0$ . Plus précisément, le début de l'intervalle est antérieur de 0,5 s à 1,5 s à l'instant de déclenchement respiratoire  $t_0$ . De préférence, le début est antérieur sensiblement à une seconde.

5 La fin de l'intervalle est postérieure à l'instant de déclenchement respiratoire  $t_0$  d'un retard compris entre 1 et 3 secondes et de préférence sensiblement égale à 2 secondes.

L'unité de traitement 142 comporte en outre des moyens 162 de calcul d'une enveloppe moyenne représentative de l'allure des électromyogrammes des  $\underline{n}$  cycles précédents Cette enveloppe moyenne est illustrée  
 10 sur la figure 8 avec l'échelle (1 sec) indiquée. On moyenne à cet effet les enveloppes des différents intervalles  $J_1, J_2, J_3, \dots, J_n$  pour obtenir l'enveloppe moyenne. L'enveloppe moyenne est de préférence réalisée pour un nombre  $\underline{n}$  de cycles, c'est-à-dire d'intervalles  $J_1, J_2, J_3, \dots, J_n$ , supérieur à 10 et compris entre 50 et 100 et avantageusement égal à 80.  
 15

Les moyens 144 de mise en évidence d'un réglage défaillant comporte des moyens 170 de détection d'une évolution temporelle de la valeur de l'enveloppe moyenne calculée.

A cet effet, et pour différents instants de mesure, l'enveloppe  
 20 moyenne est mémorisée. Ces moyens de détection 170 sont propres à comparer les différentes valeurs des enveloppes moyennes mémorisées entre les intervalles  $J_1, J_2, J_3, \dots, J_n$ .

De préférence, une enveloppe moyenne est calculée à une fréquence de 2 à 15 fois par heure et de préférence sensiblement égale à 5 fois par  
 25 heure

En variante, l'enveloppe moyenne est calculée sur demande, par exemple de la part du personnel hospitalier.

En l'absence d'évolution temporelle dans la valeur de l'enveloppe, les  
 30 moyens 172 ne déclenchent pas l'indicateur de réglage défaillant.

En revanche, en cas d'évolution temporelle de cette valeur, et notamment d'augmentation de l'intégrale de l'enveloppe moyenne (référence A

sur la figure 8), les moyens de déclenchement sont adaptés pour commander le déclenchement d'un indicateur.

Il a été constaté qu'en cas d'harmonie, la valeur de l'intégrale reste constante. En revanche, en cas de désharmonie, l'intégrale tend à augmen-  
5 ter.

Bien sûr l'invention n'est pas limitée au mode de réalisation décrit.

En particulier, la modalité de délivrance du flux d'air au patient n'est pas limitée à ce qui a été décrit et peut être réalisée sous la forme d'un volume de gaz administré, ou d'une pressurisation des voies aériennes.

### REVENDEICATIONS

1.- Dispositif (12 ; 112) de détection d'un réglage inapproprié d'une machine d'assistance ventilatoire utilisée sur un mammifère, caractérisé en ce qu'il comporte :

- 5           - des moyens (40 ; 140) de mesure, en fonction du temps, d'un signal neurophysiologique mis en œuvre dans le processus respiratoire du mammifère pour au moins deux cycles respiratoires successifs , chaque cycle respiratoire comportant un instant de déclenchement respiratoire ;
- une entrée pour la réception d'un signal de déclenchement respira-  
10       toire ( $t_0$ ) différent du signal neurophysiologique ;
- des moyens (42 ; 142) de traitement des signaux neurophysiologi-  
          ques, configurés pour traiter les signaux neurophysiologiques, pour chaque  
          instant de déclenchement respiratoire ( $t_0$ ), sur un intervalle de temps com-  
          prenant l'instant de déclenchement respiratoire ( $t_0$ ) et s'étendant en avance  
15       de l'instant de déclenchement respiratoire ( $t_0$ ) ; et
- des moyens (44 ; 144) de mise en évidence d'un réglage inapproprié  
          du ventilateur à partir desdits signaux traités.

2.- Dispositif (12 ; 112) selon la revendication 1, caractérisé en ce que les moyens de traitement (42 ; 142) comportent des moyens (60 ; 160) de  
20       rétro-moyennage point à point des signaux neurophysiologiques mesurés  
      pour l'ensemble des cycles sur un même intervalle de temps déterminé.

3.- Dispositif (12) selon l'une quelconque des revendications précé-  
dentes, caractérisé en ce que les moyens de mesure comprennent un élec-  
troencéphalographe (40) et sont propres à mesurer un éventuel potentiel  
25       pré-moteur du mammifère précédant l'instant de déclenchement respiratoire  
      ( $t_0$ ).

4.- Dispositif (12) selon la revendication 3, caractérisé en ce que les  
moyens de traitements sont configurés pour calculer la pente du signal élec-  
troencéphalographique immédiatement avant l'instant de déclenchement  
30       respiratoire ( $t_0$ ).

5.- Dispositif selon la revendication 4, caractérisé en ce que les moyens (44) de mise en évidence comportent des moyens (70) de comparaison de la pente avec une valeur de référence.

5 6. Dispositif (12) selon la revendication 5, caractérisé en ce que la valeur de référence est prise égale à zéro.

7.- Dispositif selon la revendication 5 ou 6, caractérisé en ce que les moyens (44) de mise en évidence d'un réglage inapproprié comportent des moyens (72) de déclenchement d'un indicateur, lorsque la valeur de la pente est supérieure à la valeur de référence.

10 8.- Dispositif selon la revendication 7, caractérisé en ce que l'indicateur est un voyant lumineux.

9.- Dispositif (12) selon l'une quelconque des revendications 3 à 8, caractérisé en ce que ledit intervalle de temps s'étend pour plus de la moitié en avance par rapport à l'instant de déclenchement respiratoire ( $t_0$ ).

15 10.- Dispositif (112) selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que les moyens de mesure comprennent un électromyographe (144) et sont propres à calculer l'intégrale d'un signal électromyographique sur ledit intervalle de temps ( $t_0$ ).

20 11.- Dispositif (112) selon la revendication 10, caractérisé en ce que l'intervalle de temps s'étend pour plus de la moitié en retard par rapport à l'instant respiratoire ( $t_0$ ).

25 12.- Dispositif (112) selon la revendication 10 ou 11, caractérisé en ce que les moyens de mise en évidence (144) comprennent des moyens (170) de détection d'une évolution temporelle de la moyenne de la racine carrée du signal électromyographique sur ledit intervalle de temps.

30 13.- Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 12, caractérisé en ce qu'il comprend un capteur propre à détecter une aspiration du patient, relié à l'entrée pour la réception d'un signal de déclenchement respiratoire ( $t_0$ ), ce capteur étant distinct des moyens (40 ; 140) de mesure du signal neurophysiologique.

14.- Dispositif selon la revendication 13, caractérisé en ce que le capteur est un capteur de dépression.

15.- Dispositif selon la revendication 13 ou 14, caractérisé en ce que le capteur est distinct des moyens de mesure (40 ; 140).

16.- Installation (8) d'assistance ventilatoire comportant :

- une machine d'assistance ventilatoire (10) ; et

5       - un dispositif (12) de détection d'un réglage inapproprié selon l'une quelconque des revendications précédentes.

17.- Procédé (12 ; 112) de détection d'un réglage inapproprié d'une machine d'assistance ventilatoire utilisée sur un mammifère, caractérisé en ce qu'il comporte les étapes de :

10       - réception d'une mesure, en fonction du temps, d'un signal neurophysiologique mis en œuvre dans le processus respiratoire du mammifère pour au moins deux cycles respiratoires ; chaque cycle respiratoire comportant un instant de déclenchement respiratoire ;

15       - la réception d'un signal de déclenchement respiratoire ( $t_0$ ), différent du signal neurophysiologique ;

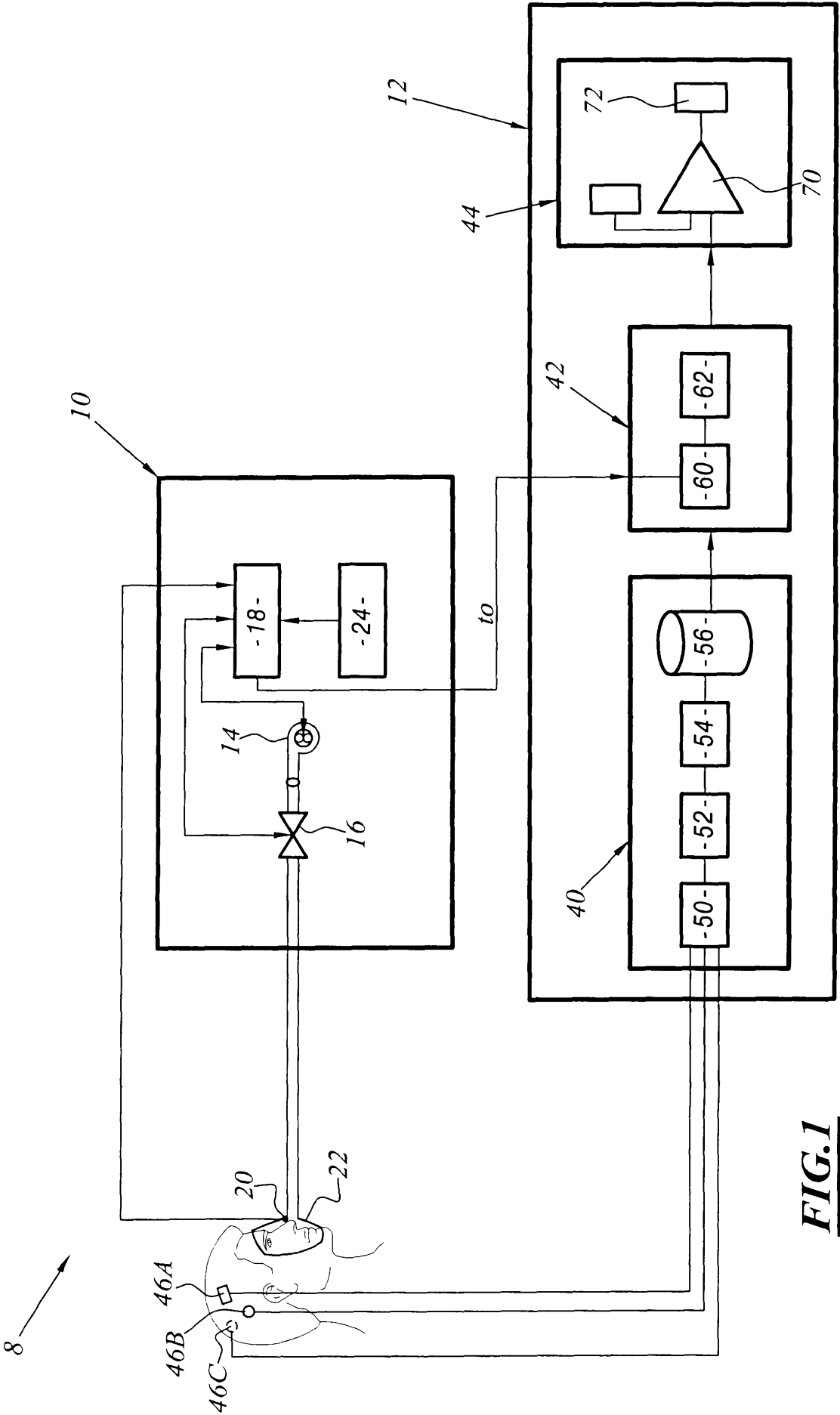
      - le traitement des signaux neurophysiologiques, pour chaque instant de déclenchement respiratoire ( $t_0$ ), sur un intervalle de temps comprenant l'instant de déclenchement respiratoire ( $t_0$ ) et s'étendant en avance de l'instant de déclenchement respiratoire ( $t_0$ ) ; et

20       - mise en évidence d'un réglage inapproprié du ventilateur à partir desdits signaux traités.

18.- Produit programme d'ordinateur comportant des instructions qui, lorsque mis en œuvre sur un calculateur associé à des moyens de mesure d'un signal neurophysiologique, met en œuvre le procédé de la revendication 17.

25

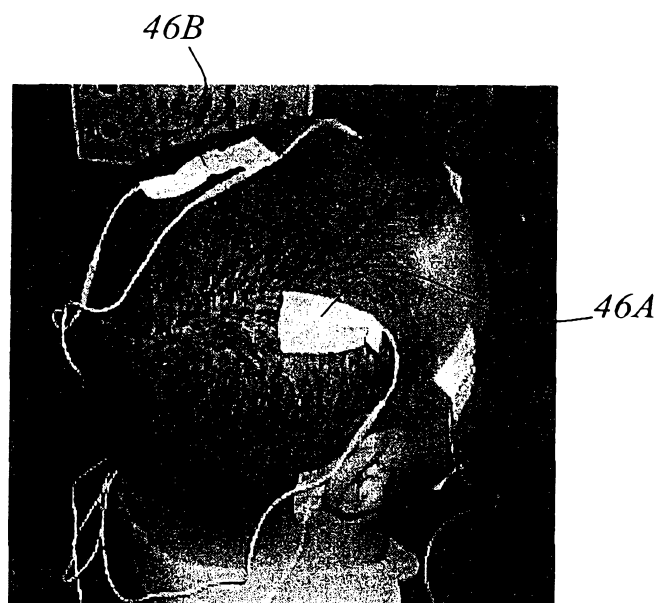
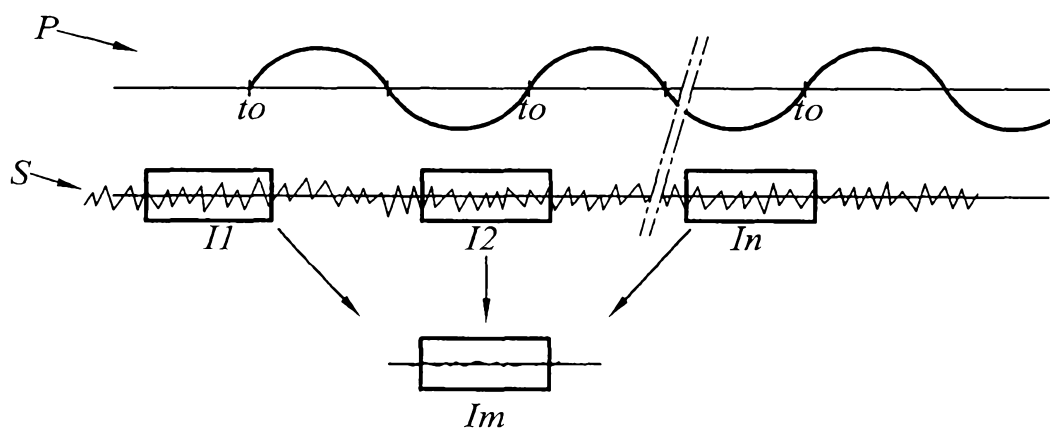
1/5



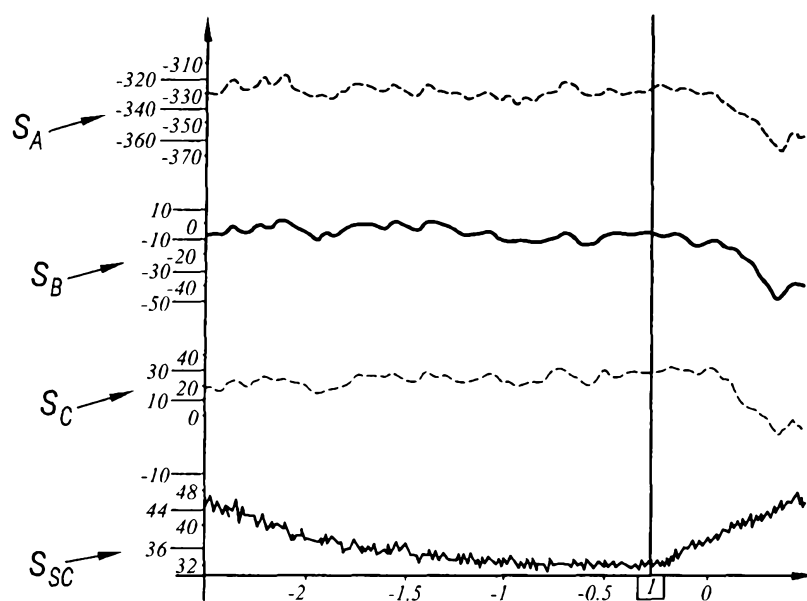
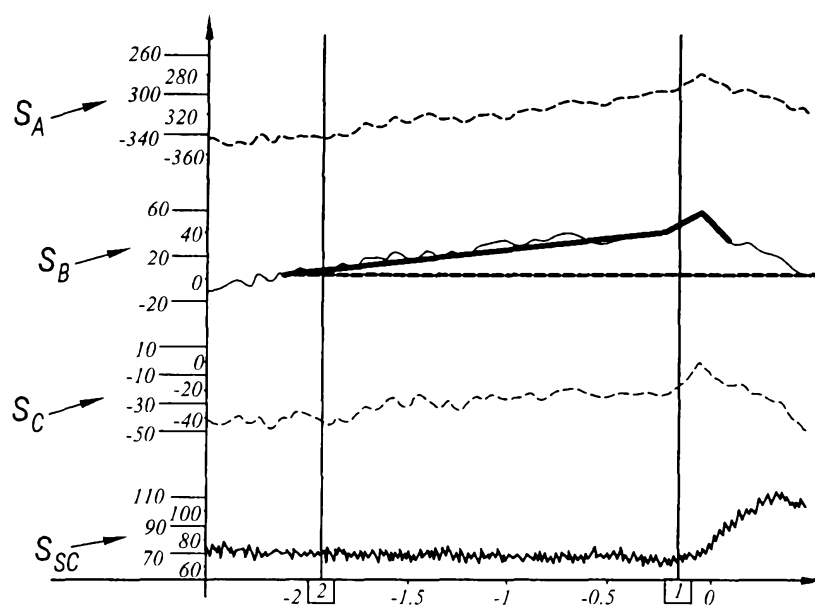
**FIG.1**



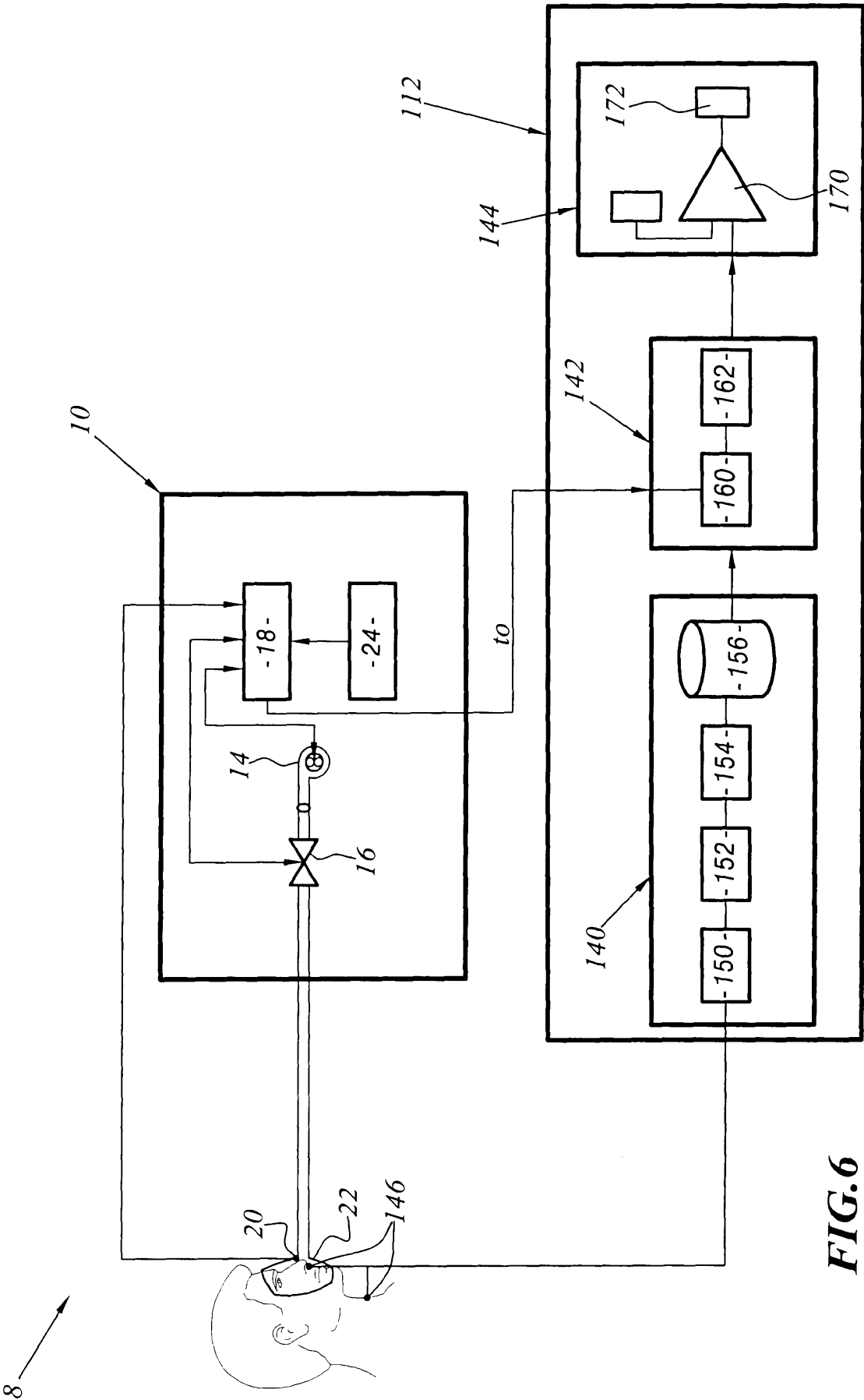
2/5

**FIG. 2****FIG. 3**

3/5

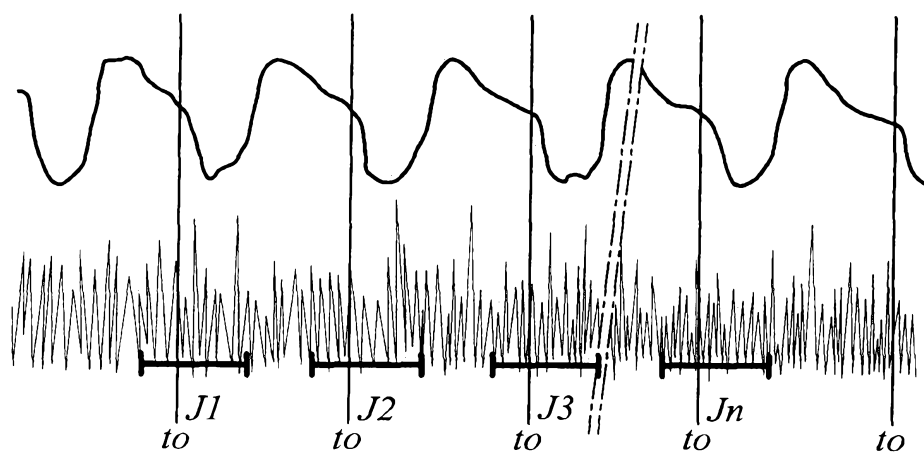
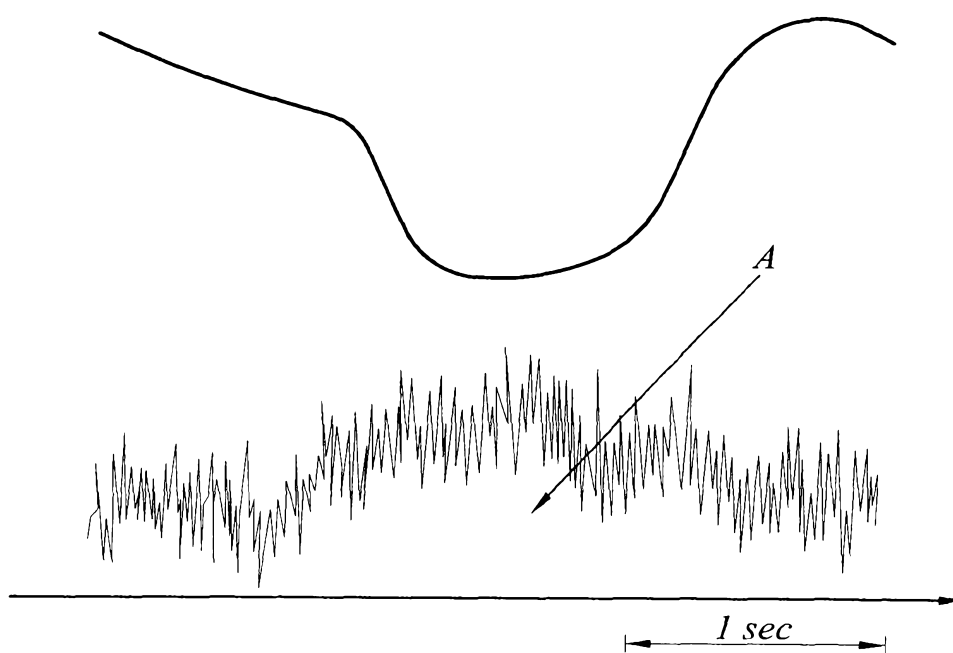
**FIG.4****FIG.5**

4/5



**FIG.6**

5/5

**FIG.7****FIG.8**

# RAPPORT DE RECHERCHE

articles L.612-14, L.612-17 et R.612-53 à 69 du code de la propriété intellectuelle

## OBJET DU RAPPORT DE RECHERCHE

---

L'I.N.P.I. annexe à chaque brevet un "RAPPORT DE RECHERCHE" citant les éléments de l'état de la technique qui peuvent être pris en considération pour apprécier la brevetabilité de l'invention, au sens des articles L. 611-11 (nouveau) et L. 611-14 (activité inventive) du code de la propriété intellectuelle. Ce rapport porte sur les revendications du brevet qui définissent l'objet de l'invention et délimitent l'étendue de la protection.

Après délivrance, l'I.N.P.I. peut, à la requête de toute personne intéressée, formuler un "AVIS DOCUMENTAIRE" sur la base des documents cités dans ce rapport de recherche et de tout autre document que le requérant souhaite voir prendre en considération.

## CONDITIONS D'ÉTABLISSEMENT DU PRÉSENT RAPPORT DE RECHERCHE

---

- ☒ Le demandeur a présenté des observations en réponse au rapport de recherche préliminaire.
- ☐ Le demandeur a maintenu les revendications.
- ☒ Le demandeur a modifié les revendications.
- ☐ Le demandeur a modifié la description pour en éliminer les éléments qui n'étaient plus en concordance avec les nouvelles revendications.
- ☐ Les tiers ont présenté des observations après publication du rapport de recherche préliminaire.
- ☐ Un rapport de recherche préliminaire complémentaire a été établi.

## DOCUMENTS CITÉS DANS LE PRÉSENT RAPPORT DE RECHERCHE

---

La répartition des documents entre les rubriques 1, 2 et 3 tient compte, le cas échéant, des revendications déposées en dernier lieu et/ou des observations présentées.

- ☒ Les documents énumérés à la rubrique 1 ci-après sont susceptibles d'être pris en considération pour apprécier la brevetabilité de l'invention.
- ☐ Les documents énumérés à la rubrique 2 ci-après illustrent l'arrière-plan technologique général.
- ☐ Les documents énumérés à la rubrique 3 ci-après ont été cités en cours de procédure, mais leur pertinence dépend de la validité des priorités revendiquées.
- ☐ Aucun document n'a été cité en cours de procédure.

**1. ELEMENTS DE L'ETAT DE LA TECHNIQUE SUSCEPTIBLES D'ETRE PRIS EN CONSIDERATION POUR APPRECIER LA BREVETABILITE DE L'INVENTION**

US 6 397 845 B1 (BURTON DAVID [AU])  
4 juin 2002 (2002-06-04)

US 6 015 388 A (SACKNER MARVIN A [US] ET AL)  
18 janvier 2000 (2000-01-18)

US 5 520 192 A (KITNEY RICHARD I [GB] ET AL)  
28 mai 1996 (1996-05-28)

US 6 355 003 B1 (AVIV JONATHAN E [US] ET AL)  
12 mars 2002 (2002-03-12)

WO 99/43374 A (UNIV MONTREAL [CA]; SINDERBY CHRISTER [CA])  
2 septembre 1999 (1999-09-02)

US 6 411 843 B1 (ZARYCHTA JAROSLAW [CA])  
25 juin 2002 (2002-06-25)

US 6 317 627 B1 (ENNEN DAVID W [US] ET AL)  
13 novembre 2001 (2001-11-13)

**2. ELEMENTS DE L'ETAT DE LA TECHNIQUE ILLUSTRANT L'ARRIERE-PLAN TECHNOLOGIQUE GENERAL**

NEANT

**3. ELEMENTS DE L'ETAT DE LA TECHNIQUE DONT LA PERTINENCE DEPEND DE LA VALIDITE DES PRIORITES**

NEANT