

12)

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22) Date de dépôt : 18.04.01.

30) Priorité :

43) Date de mise à la disposition du public de la demande : 25.10.02 Bulletin 02/43.

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) : PNEUMOPARTNERS Société anonyme — FR.

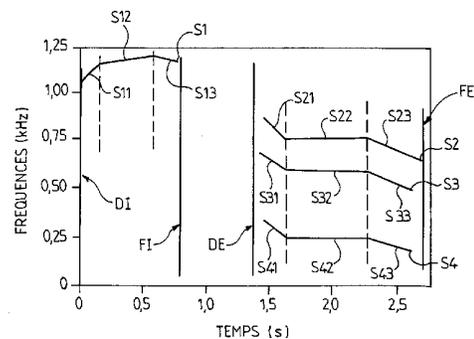
72) Inventeur(s) : KEHAYOFF IVAN et KEHAYAN GEORGES.

73) Titulaire(s) :

74) Mandataire(s) : CABINET NETTER.

54) DISPOSITIF D'AIDE A L'ANALYSE DE BRUITS ADVENTICES.

57) L'invention concerne un dispositif d'aide à l'analyse de bruits adventices, tels que des sibilances ou des crépitants. Selon l'invention, ces bruits adventices sont repérés sur des représentations spectrales en temps/ fréquences et paramétrés selon un jeu de coefficients qui les caractérisent. Ces jeux de coefficients sont stockés en mémoire pour l'élaboration d'une base de données ou encore comparés à des sons synthésés, à partir de paramètres tirés d'une telle base de données.



Dispositif d'aide à l'analyse de bruits adventices

5 L'invention concerne un dispositif de traitement de bruits respiratoires, tels que des bruits adventices de type sibilances, gros crépitants, crépitants fins, etc.

10 La demande internationale publiée W000/00736, à considérer comme citée par référence dans la présente demande, décrit un dispositif de traitement de bruits respiratoires de ce type, dans le but d'obtenir une représentation en temps et en fréquences d'un signal représentant ce bruit. Comme souligné dans la demande internationale précitée, cette transformation
15 permet de "visualiser" un bruit respiratoire.

Cependant, l'interprétation des spectres temps-fréquences obtenus ne peut être destinée qu'à un personnel techniquement qualifié.

20

L'un des buts de l'invention est d'améliorer le dispositif décrit dans la demande W000/00736, en particulier son interface avec les utilisateurs in fine, notamment le personnel médical, seul compétent pour le diagnostic.

25

Cette adaptation nécessite notamment une automatisation du dispositif, pour fournir une aide au diagnostic simple et rapide, appropriée aux cas d'urgence.

30 L'invention propose à cet effet un dispositif d'aide à l'analyse de bruits respiratoires, du type comprenant une mémoire de travail capable de stocker des échantillons d'un signal représentant un bruit respiratoire, ainsi qu'un module de calcul capable de coopérer avec la mémoire de travail pour
35 effectuer une transformation du signal, en temps et en fréquences.

Selon une caractéristique générale de l'invention, le dispositif comporte en outre des moyens pour repérer, dans un
40 signal transformé, au moins une composante relative à un

signal transformé, au moins une composante relative à un bruit adventice, et le module de calcul est agencé pour extraire du signal transformé un jeu de paramètres caractérisant ce bruit adventice.

5

Avantageusement, les moyens précités sont agencés pour repérer la composante représentant le bruit adventice dans une représentation en temps et en fréquences du signal transformé.

10

Dans une forme de réalisation, le dispositif comporte un organe de saisie, tandis que les moyens pour repérer la composante sont manuels.

15

En complément ou en variante, le module de calcul est apte en outre à comparer des valeurs d'intensités successives du signal transformé, pour repérer ladite composante.

20

Dans cette forme de réalisation, le module de calcul est agencé pour comparer les valeurs d'intensités en effectuant :

- un balayage, en fréquences, des intensités, pour différents instants successifs, tandis que le bruit adventice à repérer est un ensemble de sibilances, et/ou

25

- un balayage, en temps, des intensités, pour différentes fréquences, tandis que le bruit adventice à repérer est un ensemble de crépitants.

30

Préférentiellement, les paramètres caractérisant un ensemble de crépitants comprennent le nombre de crépitants repérés, ainsi qu'un segment temporel et une intensité moyenne dans ce segment temporel, pour chaque crépitant.

35

Il est prévu en outre que ces paramètres comprennent aussi une gamme de fréquences sur laquelle s'étend chaque crépitant repéré.

Par ailleurs, les paramètres caractérisant un ensemble de sibilances comprennent préférentiellement, pour chaque sibilance, une fréquence moyenne pendant une phase stable de

la sibilance, et au moins un coefficient de variation linéaire en fréquences, de début et/ou de fin, de la sibilance.

- 5 Avantageusement, les paramètres caractérisant un ensemble de sibilances comprennent le nombre de sibilances fondamentales, de plus basses fréquences.

10 Pour caractériser notamment des sibilances polyphoniques, les paramètres caractérisant un ensemble de sibilances comprennent, pour chaque sibilance fondamentale et ses sibilances harmoniques, le nombre de sibilances harmoniques, ainsi qu'un rapport moyen entre les intensités de l'harmonique et les intensités de la fondamentale.

15 Dans une réalisation préférée, le module de calcul est agencé en outre pour comparer ces paramètres avec des valeurs préenregistrées dans une mémoire rangée comprenant des données de jeux de paramètres, chaque jeu caractérisant au moins un bruit adventice, le dispositif comportant en outre
20 un module d'alerte propre à être activé ou non en fonction de la comparaison.

25 Dans une variante de cette réalisation, les paramètres caractérisant un bruit adventice sont successivement stockés dans une mémoire rangée, cette mémoire rangée étant préférentiellement structurée comme une base de données.

30 Dans une réalisation avantageuse, le dispositif comporte en outre un module de télécommunication pour consulter à distance la base de données.

35 Le module de calcul, par exemple stocké dans une mémoire morte du dispositif, est destiné à être mis en oeuvre par un processeur que comporte, le cas échéant, le dispositif selon l'invention. Il peut se présenter aussi comme un programme informatique qui peut être chargé en mémoire du dispositif à partir d'un lecteur amovible.

A ce titre, la présente invention vise aussi un support amovible destiné à coopérer avec un lecteur d'un dispositif du type décrit ci-avant, et comprenant des données de programmes pour mettre en oeuvre le module de calcul.

5

Dans une réalisation avantageuse, le support amovible comprend en outre des données préenregistrées de paramètres caractérisant des bruits adventices.

10 D'autres avantages et caractéristiques de la présente invention apparaîtront à l'examen de la description détaillée ci-après et des dessins annexés, sur lesquels :

15 - la figure 1 représente schématiquement un dispositif d'analyse selon l'invention, de bruits issus d'une auscultation médiate,

- la figure 2 est une représentation temps-fréquence d'un
20 bruit de respiration normale (ou "murmure vésiculaire"),

- la figure 3 est une représentation temps-fréquence d'un
bruit de respiration comportant un bruit adventice de type
"sibilances",

25

- la figure 4 est une représentation temps-fréquence d'un
bruit de respiration comportant un bruit adventice de type
"crépitants fins",

30 - la figure 5 est une représentation temps-fréquence d'un
bruit de respiration comportant un bruit adventice de type
"gros crépitant",

Les dessins contiennent pour l'essentiel des éléments de
35 caractère certain. Ils pourront non seulement servir à mieux
faire comprendre la présente invention, mais aussi contribuer
à sa définition, le cas échéant.

On se réfère tout d'abord à la figure 1 pour décrire, à titre d'exemple, un dispositif d'analyse de bruits respiratoires selon l'invention. Globalement, ce dispositif comporte une unité de traitement (unité centrale 10), munie d'éléments
5 périphériques 90 à 97, connectés à l'unité centrale. Dans l'exemple représenté sur la figure 1, le dispositif d'analyse comporte un ordinateur équipé d'un moniteur (écran 90), une imprimante 91, un clavier de saisie 93 et un organe de sélection à l'écran (ou souris 92).

10

Par ailleurs, un harnais 95 que porte le patient PA comporte un stéthoscope électronique muni d'une pluralité de capteurs 94 (six dans l'exemple décrit). Ces capteurs sont agencés pour travailler dans une bande de fréquences choisie de
15 manière à éviter de recueillir des bruits issus du battement du coeur du patient PA, ainsi que des bruits de frottement du harnais 95, ou autres. Typiquement, cette bande de fréquences s'étend de 100 Hz à environ 2 kHz. Le filtre passe-bande 96 symbolise cette fonction. Il est à noter qu'en variante, les
20 capteurs 94 peuvent travailler sur une bande de fréquences plus large, tandis que la liaison entre les capteurs 94 et l'unité centrale 10, ou encore l'unité centrale elle-même, comportent des moyens de filtrage sur une bande de fréquences limitée, environ entre 100 Hz et 2 kHz. Les capteurs sonores
25 94 sont alors agencés pour convertir un bruit acoustique (bruit respiratoire) en un signal électrique temporel (flèche S).

Il peut être prévu en outre une sonde de débit respiratoire
30 97 (pneumotachographe dans l'exemple décrit), implantée par exemple dans un masque que porte le visage du patient PA. La sonde 97 est alors apte à repérer un instant de départ de respiration, par exemple entre une inspiration et une expiration du patient PA, à partir d'un changement de signe
35 du débit respiratoire Q.

L'unité centrale 10 comporte une interface 1 munie d'un échantillonneur Ech (présent par exemple sur une carte son), reliée au capteurs 94, en vue d'échantillonner le signal

temporel S. En particulier, selon le théorème de Shannon, il est préférable d'utiliser une fréquence d'échantillonnage supérieure à deux fois la fréquence maximale du signal utile, de manière à éviter des phénomènes de repliement. Les échantillons du signal S (multiplicité d'intensités précitée) sont ensuite stockés en mémoire vive 2 (RAM), en vue de les traiter par un module de traitement du type précité, enregistré en mémoire morte 4 (ROM) que comporte l'unité centrale 10.

10

Pour effectuer les traitements des échantillons par calcul, l'unité centrale 10 est munie d'un microprocesseur 3 (μP). Ce microprocesseur est avantageusement capable de travailler à des cadences d'exécution de calcul supérieures ou de l'ordre de 150 MHz. Les spectres issus du traitement peuvent être enregistrés dans un disque dur de l'unité centrale 10 comportant la mémoire morte 4, ou encore sur un support amovible 5, tel qu'une disquette, un CD-ROM inscriptible, un disque magnéto-optique ou autre. Il peut être prévu en outre une interface de communication 7, munie d'une liaison MODEM pour transmettre le contenu de la mémoire vive 2 (spectre traité) vers une station distante, telle qu'une station d'interprétation de données (non représentée). L'interface de communication 7 peut en outre recevoir des échantillons de signaux temporels S, issus de la numérisation de bruits respiratoires d'un patient à distance (non représenté), ou encore des spectres déjà traités, pour interprétation.

25

La liaison 72 entre le modem 7 et la mémoire vive 2 de l'unité centrale 10, ou encore la liaison 12 entre la carte son 1 et la mémoire vive 2 forment alors, dans cet exemple, l'entrée du dispositif d'analyse précitée.

30

Le moniteur 90, ainsi que l'imprimante 91, que comporte en outre le dispositif d'analyse, permettent de visualiser les spectres issus du traitement précité. Le clavier de saisie 93 et la souris 92 permettent de modifier les échelles de temps et fréquences des spectres représentés, ou encore pour d'affiner le choix des coefficients de pondération précités.

35

Généralement, la plupart des liaisons entre les différents éléments de l'unité centrale 10, ainsi que les liaisons avec les périphériques, sont pilotées par une carte-mère 8 (CM). En vue de préserver la clarté de la figure 1, les liaisons
5 entre la carte-mère 8 et les éléments de l'unité centrale 10 n'ont pas été représentées. Il est à noter cependant que le moniteur 90 est relié à l'unité centrale 10 par une carte graphique 6 (liaison 26), de façon habituelle.

10 La carte son 1 est pilotée pour recevoir un signal temporel qu'elle échantillonne. La mémoire morte comprend un module de calcul de sorte que le processeur, en coopération avec la mémoire morte, est agencé pour évaluer une transformée temps-
15 fréquence du signal échantillonné, cette transformée étant du type décrit dans la demande W000/00736.

A ce titre, cette demande W000/00736 est, ici, citée par référence, à toutes fins utiles.

20 On se réfère alors à la figure 2 pour décrire le spectre issu d'une telle transformation en "temps-fréquence", d'un murmure vésiculaire normal (bruit respiratoire sans pathologie). Les différents types de hachures (obliques, horizontales, croisées) sont représentatifs de gammes d'intensités transfor-
25 mées (respectivement croissantes) en fonction d'une échelle de temps réel pour laquelle les valeurs temporelles sont conservées, suivant l'axe des abscisses et d'une échelle de fréquences, suivant l'axe des ordonnées. On ne remarque alors aucun événement spectral particulier.

30

En revanche, le spectre "temps-fréquences" représenté sur la figure 3 met en évidence sensiblement quatre sibilances qui sont des bruits continus d'une durée généralement supérieure ou égale à 125ms :

35

- une première courbe S1 de 0 à 0,7s environ, avec une fréquence stabilisée autour de 1,15 kHz,

- une seconde courbe S2 entre 1,4s et 2,7s, de fréquence moyenne voisine de 0,75 kHz,

5 - une troisième courbe S3 qui s'étend d'environ 1,6s à 2,5s et de fréquence moyenne voisine de 0,55 kHz, et

- une quatrième courbe S4 entre 2s et 2,5s, de fréquence moyenne voisine de 0,20 kHz.

10 Ce type de râle est divisé en deux classes suivant qu'elles sont formées de une (monophoniques) ou plusieurs (polyphoniques)-fréquences. Ainsi, entre 0 et 0,7s (partie gauche du spectre de la figure 7), la représentation spectrale du bruit respiratoire met en évidence une sibilance monophonique,
15 tandis qu'entre 1,3s et 2,5s, cette représentation spectrale met en évidence une sibilance polyphonique (à trois fréquences dans le spectre représenté).

Un autre type de bruit adventice (ou râle) concerne les
20 craquements qui sont des bruits adventices discontinus. La durée de ces bruits ne dépasse guère 20ms, de façon générale.

On se réfère aux figures 4 et 5 pour décrire des crépitants fins (figure 4) et des gros crépitants (figure 5). Sur la
25 figure 4, apparaissent des impulsions C1 à C6, à tendances sensiblement verticales, de fréquence maximale avoisinant 1 kHz. Ces événements temporellement brefs correspondent à des crépitants fins. Sur la figure 5, apparaissent des impulsions GC1 à GC8, de fréquence limitées à environ 600 Hz
30 et de durée temporelle sensiblement plus grandes (avoisinant 20ms). A l'écoute, ces impulsions correspondent typiquement à des crépitements.

En se référant à la figure 9, le traitement dans le cadre de
35 la présente invention commence par la réception des données échantillonnées, brutes, stockées à l'étape 100 (DATA I). Avantageusement, aux étapes 102 et 104, il est prévu de filtrer les bruits du battement de coeur. Dans ce but, un filtre passe-bas 102 laisse passer les très basses fréquences

(de l'ordre de quelques Hz) tandis qu'un analyseur 104 repère la fréquence des battements de coeur et en reconstitue le signal. Ce signal est retranché à l'étape 124 du signal de données brutes DATA I.

5

A l'étape 106, le signal représentatif du bruit respiratoire, contenant le cas échéant des bruits adventices (et sans bruits de battements de coeur) est filtré par un filtre passe-bande, préférentiellement entre 50 et 2000 Hz.

10

A l'étape 108, un détecteur de signal ajuste le cycle respiratoire sur un cycle standard dont la durée est prédéterminée, notamment en fonction des caractéristiques du patient (age, sexe, etc). Un tel ajustement permet avantageusement de s'affranchir des changements de fréquences qui sont dues aux durées d'inspirations et d'expirations qui sont généralement variables. On détecte ainsi un début d'inspiration DI, ainsi qu'une fin d'expiration FE, sur lesquels on reviendra plus loin.

20

A l'étape 110, un compresseur/expandeur de dynamique ajuste le gain G en fonction du niveau local, avec une constante de temps choisie (préférentiellement de 0,1 à 0,5 secondes). Avantageusement, cette constante de temps est relativement courte, de manière à enrichir les spectres qui seront obtenus dans un traitement ultérieur. Cette fonction permet d'accroître ainsi la dynamique des petits signaux afin de faciliter l'analyse qualitative du signal. Elle permet en outre d'obtenir un effet de "zoom" sur les passages de faible amplitude, dans les signaux mesurés. D'un autre côté, si la constante de temps est choisie plus élevée, on obtiendra un signal spectral dont le contraste est plus élevé. C'est ainsi que dans une première analyse, il peut être choisi une constante de temps relativement courte, de manière à obtenir un spectre riche, tandis que dans une seconde étape de traitement (notamment lorsque les types de bruits adventices ont été repérés) une constante de temps plus longue peut être choisie de manière à n'obtenir que des signaux prépondérants,

30

35

représentatifs d'un bruit adventice particulier, dans les spectres obtenus.

Après l'étape de modification du gain G, on récupère des
5 données DATA II à l'étape 112, ces données étant ainsi pré-
traitées.

En se référant à la figure 10, ces données pré-traitées sont
stockées en mémoire du dispositif, en vue d'effectuer une
10 transformée temps-fréquence du type décrit dans la demande
W000/00736 de la Demanderesse. Après cette étape de trans-
formation 114, le dispositif comporte, dans une réalisation
avantageuse, un module 120 de reconnaissance automatique des
bruits adventices qui sont susceptibles d'être repérés dans
15 les spectres obtenus après l'étape 114. Préférentiellement,
le module 120 se présente sous la forme d'un programme
informatique stocké dans la mémoire morte du dispositif et
qui peut être mise en oeuvre par le processeur, en vue de
repérer les maxima d'intensité :

20

- en fonction du temps, et à fréquence constante pour repérer
des craquements (gros crépitants ou crépitants fins) ; et

- en fonction des fréquences, et à un temps constant, en vue
25 de repérer des sibilances.

Ainsi, le module 120 opère en balayant successivement les
fréquences pour repérer les sibilances et en balayant le
temps pour repérer les craquements.

30

Dans une variante moins élaborée, les spectres obtenus à
l'étape 114 peuvent être affichés sur l'écran du dispositif,
tandis qu'un manipulateur, en visualisant les spectres à
l'écran, détermine s'il s'agit de bruits adventices relatifs
35 à une sibilance ou à des craquements.

Le traitement se poursuit à l'étape 116, lorsque le spectre
obtenu révèle la présence de sibilances. Préférentiellement,
à l'étape 116, les étapes de pré-traitement de la figure 9

sont réitérées (flèche 122) sur des nouvelles données de bruits respiratoires, le cas échéant en utilisant une constante de temps plus grande à l'étape 110, et ce, afin de moyenner les spectres révélant la présence de sibilances, par exemple sur une moyenne de cinq spectres. Cette moyenne effectuée à l'étape 116 permet ainsi de lisser les spectres obtenus et repérer des plages de fréquences dans lesquelles évoluent les sibilances mesurées.

10 Bien entendu, dans une variante moins élaborée, les sibilances peuvent être repérées sur un seul spectre obtenu à l'étape 114. Néanmoins, la moyenne des spectrogrammes permet d'atténuer les phénomènes non stationnaires, tandis que les phénomènes stationnaires (tels que les sibilances) sont
15 affirmés.

Par ailleurs, à l'étape 118 et lorsque des craquements (gros crépitants ou crépitants fins) sont repérés, les opérations de pré-traitement de la figure 9 peuvent être réitérés, par exemple, une seule fois, avec une constante de temps plus élevée, de manière à contraster le spectre obtenu à l'étape 114, le cas échéant. Dans ce cas, on recherchera à quantifier le nombre de phénomènes non stationnaires observés, par exemple le nombre de crépitants, leur hauteur en fréquence,
20 leur largeur dans le temps, leur intensité, etc.

La figure 6 représente la modélisation des sibilances qui apparaissent sur le spectre de la figure 3. Lorsque plusieurs spectres sont moyennés à l'étape 116, les phénomènes non stationnaires sont filtrés, tandis que seules les sibilances sont conservées. Ces sibilances sont "linéarisées" manuellement à partir d'un traitement graphique conventionnel.
30

Dans une variante plus élaborée, un traitement statistique établit, en fonction du temps, des régressions linéaires des variations fréquentielles de ces sibilances, préférentiellement selon six plages temporelles, comme on le verra ci-après.
35

Avantageusement, à l'étape 108, en déterminant un instant de début d'inspiration DI et un instant de fin d'expiration FE, il est possible aussi de déterminer un instant de fin d'inspiration FI, ainsi qu'un instant de début d'expiration DE, puisqu'en se référant à la figure 3, l'intensité des signaux détectés entre FI et DE présentent une diminution abrupte.

Dans chaque plage temporelle DI-FI et DE-FE, le traitement statistique précité (par exemple un programme informatique capable de gérer statistiquement les données temps/fréquence calculées à l'étape 114) établit une première régression linéaire S11, S21, S31, S41, ainsi qu'une valeur seuil qui est fonction de l'écart type dans cette régression (par exemple un multiple de l'écart-type). Lorsque le traitement statistique détecte une pluralité de points successifs qui sortent de la régression de façon significative (en fonction de la valeur seuil précitée), une seconde régression linéaire est calculée S12, S22, S32, S42. A cette régression linéaire est associée à nouveau une valeur seuil qui est fonction de l'écart-type dans cette régression linéaire. Le traitement se poursuit par le calcul d'une troisième régression linéaire S13, S23, S33 et S43, lorsque des points successifs sortent significativement de la régression linéaire précédente.

Bien entendu, les valeurs seuil précitées peuvent être différentes selon les première, seconde ou troisième régressions linéaires. Typiquement, le praticien sait qu'au début d'une inspiration ou d'une expiration (S11, S21, S31, S41), la fréquence d'une sibilance varie brutalement dans le temps. Ensuite, cette fréquence se stabilise relativement dans le temps (plateaux S12, S22, S32 et S42). A la fin d'une inspiration ou d'une expiration (S13, S23, S33, S43), cette fréquence varie à nouveau brutalement en fonction du temps (décroît rapidement en général).

Le traitement statistique permet avantageusement de repérer ces trois phases pour les différentes sibilances détectées.

Dans l'exemple représenté sur la figure 6, la phase d'inspiration présente une unique sibilance, avec trois phases nettes de début d'inspiration, de stabilisation en fréquences et de fin d'inspiration (avec décroissance de la fréquence de la sibilance). La phase d'expiration présente, quant à elle, trois sibilances, avec des décroissances de fréquences dans un premier temps, une stabilisation en fréquences ensuite et des décroissances en fréquences en fin d'expiration.

10 Plus précisément, la phase d'expiration présente une unique sibilance polyphonique avec une sibilance dans la fréquence fondamentale S4 et deux sibilances à des fréquences harmoniques S2 et S3.

15 Une sibilance peut classiquement se décomposer selon une série de Fourier du type :

$$S(t) = \sin(\omega_0.t) + \sum A_i . \sin(i.\omega_0.t)$$

20 Dans cette expression, ω_0 est une fonction du temps. Dans l'exemple représenté sur la figure 6, cette fonction est linéaire puisque la modélisation de la variation fréquentielle des sibilances est préférentiellement linéaire dans l'exemple, avec des phases de croissance ou de décroissance de fréquences, sensiblement linéaires, et des phases où ces

25 fréquences sont sensiblement constantes.

Le traitement du dispositif selon l'invention évalué avantageusement les coefficients de la variation linéaire de la fréquence dans chaque phase d'inspiration ou d'expiration des sibilances. Ces paramètres de variation linéaire sont des données importantes pour le diagnostic du praticien en fonction de la pathologie du patient, comme on le verra plus loin.

35

Pendant les phases relativement stables en fréquence Si2, il est préférentiellement prévu de moyenner les fréquences respectives des sibilances, en vue de stocker ces fréquences

moyennes, tandis que les fréquences des autres phases Si1 et Si2 sont paramétrées selon un modèle de variation linéaire.

5 Le nombre de sibilances de fréquences fondamentales les plus basses (S1 et S4 dans l'exemple représenté) est stocké en tant que paramètre représentant le bruit adventice.

10 Un autre paramètre important est le nombre d'harmoniques que comporte une sibilance polyphonique, ainsi que le rapport de leurs intensités (valeur moyenne de chaque paramètre A_i de la série de Fourier). Le traitement du dispositif selon l'invention indique les valeurs numériques de ces paramètres, par exemple en les affichant sur un écran de visualisation du dispositif.

15

Par ailleurs, il est prévu de mémoriser ces paramètres dans une mémoire morte du dispositif, en vue de constituer une base de données. A partir de ces paramètres, la carte son 1 peut coopérer avec le processeur et cette mémoire morte, en vue de reconstituer un signal acoustique qui comporte les paramètres calculés et stockés dans la base de données de la manière décrite ci-avant.

25 Par exemple, il peut être prévu de stocker des données échantillonnées d'un murmure vésiculaire normal, auxquelles se superpose un son dont les paramètres sont issus de la base de données précitée.

30 Lors du stockage des paramètres dans la mémoire morte ROM du dispositif, cette mémoire étant rangée et structurée selon la base de données précitée, un jeu de paramètres stockés est représentatif d'une pathologie associée, et plus particulièrement d'un stade connu du praticien dans l'évolution de cette pathologie.

35

On se réfère maintenant aux figures 7 et 8 pour décrire la modélisation des craquements (crépitants fins à la figure 7 et gros crépitants à la figure 8).

A la fin de l'étape 118, il est prévu dans le dispositif un module de traitement capable de repérer les maxima en fréquences dans les intensités mesurées, pour chaque crépissant, ainsi qu'une largeur moyenne L du crépissant, qui correspond à une plage temporelle sur laquelle s'étend ce crépissant. Ainsi, chaque crépissant est modélisé selon sa hauteur H en fréquence, par rapport au murmure vésiculaire (bruit de fond à environ 300 Hz), et par la plage temporelle L sur laquelle s'étend ce crépissant et qui permet de le caractériser en termes de "gros crépissants" ou "crépissants fins".

Le nombre de crépissants est avantageusement détecté, manuellement ou automatiquement.

Le praticien peut, ici encore, établir un diagnostic à partir de ces données (nombre de crépissants dans un cycle respiratoire, largeur moyenne L des crépissants et hauteur en fréquences).

De plus, les paramètres de ces crépissants (largeur L et hauteur H) peuvent être stockés et répertoriés dans une base de données en tant que "crépissants fins" ou "gros crépissants".

Préférentiellement, dans les rectangles de modélisation des crépissants qui sont représentés sur les figures 7 et 8, une intensité moyenne est attribuée à chaque crépissant et cette valeur moyenne est stockée avec les paramètres L et H dans la base de données.

Inversement, en utilisant les paramètres stockés dans cette base de données, il est possible de recréer un bruit respiratoire comprenant des bruits adventices de type "crépissants" (paramétrés selon leur largeur, leur hauteur et leur nombre), superposés à un murmure vésiculaire normal et, le cas échéant, à des sibilances modélisées, si l'on souhaite écouter un bruit respiratoire complexe.

Bien entendu, une autre application particulièrement avantageuse consiste à faire fonctionner le dispositif pour un patient à domicile, tandis que les paramètres extraits de la façon décrite ci-avant des bruits respiratoires mesurés (variation de fréquence des sibilances, rapport de l'intensité des harmoniques, largeur, hauteur et nombre de craquements) peuvent être transmis par une liaison de communication en réseau de type Internet à un poste de diagnostic. Le poste de diagnostic est alors équipé d'un module de traitement qui recompose le son ainsi paramétré, tandis que le praticien écoute ce son pour établir son diagnostic.

Dans cette réalisation, la transmission par la liaison de communication est rapide puisque les données transmises (paramètres des bruits adventices) sont beaucoup moins nombreuses que des données de son non traité qui auraient été transmises pour l'écoute par le praticien.

Dans une variante, le dispositif peut comparer les paramètres mesurés avec des paramètres stockés sur une base de données que comporte la mémoire du dispositif, tandis qu'un module d'alarme (par exemple un signal acoustique ou un signal visuel s'affichant à l'écran) est activé si cette comparaison révèle un stade avancé de la pathologie, correspondant, le cas échéant, à une crise.

Bien entendu, la présente invention ne se limite pas à la forme de réalisation décrite ci-avant à titre d'exemple ; elle s'étend à d'autres variantes qui restent néanmoins définies dans le cadre des revendications ci-après.

Revendications

1. Dispositif d'aide à l'analyse de bruits respiratoires, du type comprenant une mémoire de travail (2) capable de stocker des échantillons d'un signal représentant un bruit respiratoire, ainsi qu'un module de calcul (4,3) capable de coopérer avec la mémoire de travail pour effectuer une transformation du signal (114), en temps et en fréquences, caractérisé en ce qu'il comporte en outre des moyens (4,3,120) pour repérer, dans un signal transformé, au moins une composante relative à un bruit adventice ($S_i; C_i; G_i$), et en ce que le module de calcul est agencé pour extraire du signal transformé un jeu de paramètres ($A_i, w_0; H, L$) caractérisant ce bruit adventice.
2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que lesdits moyens sont agencés pour repérer la composante représentant le bruit adventice dans une représentation (fig.3, fig.4, fig.5) en temps et en fréquences du signal transformé.
3. Dispositif selon la revendication 2, caractérisé en ce qu'il comporte un organe de saisie (92,93), tandis que les moyens pour repérer la composante sont manuels.
4. Dispositif selon l'une des revendications 1 et 2, caractérisé en ce que le module de calcul est apte en outre à comparer (120) des valeurs d'intensités successives du signal transformé, pour repérer ladite composante.
5. Dispositif selon la revendication 4, caractérisé en ce que le module de calcul (120) est agencé pour comparer les valeurs d'intensités en effectuant :
- un balayage, en fréquences, des intensités, pour différents instants successifs, tandis que le bruit adventice à repérer est un ensemble de sibilances, et/ou

- un balayage, en temps, des intensités, pour différentes fréquences, tandis que le bruit adventice à repérer est un ensemble de crépitants.

5 6. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que les paramètres caractérisant un ensemble de crépitants comprennent le nombre de crépitants repérés, ainsi qu'un segment temporel (L) et, de préférence, une intensité moyenne dans ce segment temporel, pour chaque
10 crépitant.

7. Dispositif selon la revendication 6, caractérisé en ce que les paramètres comprennent en outre une gamme de fréquences (H) sur laquelle s'étend chaque crépitant repéré.

15 8. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que les paramètres caractérisant un ensemble de sibilances comprennent, pour chaque sibilance, une fréquence moyenne pendant une phase stable de la sibilante (Si2), et au moins un coefficient de variation linéaire en fréquences, de début (Si1) et/ou de fin (Si3), de la sibilance.

25 9. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que les paramètres caractérisant un ensemble de sibilances comprennent le nombre de sibilances fondamentales, de plus basses fréquences (S1,S4).

30 10. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que les paramètres caractérisant un ensemble de sibilances comprennent, pour chaque sibilance fondamentale (S4) et ses sibilances harmoniques (S2,S3), le nombre de sibilances harmoniques, ainsi qu'un rapport moyen (Ai) entre les intensités de l'harmonique et les intensités
35 de la fondamentale.

11. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que le module de calcul est agencé en outre pour comparer lesdits paramètres avec des valeurs préenre-

gistrées dans une mémoire rangée (ROM) comprenant des données de jeux de paramètres, chaque jeu caractérisant au moins un bruit adventice,

et en ce que le dispositif comporte en outre un module
5 d'alerte propre à être activé ou non en fonction de la comparaison.

12. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 10, caractérisé en ce que les paramètres caractérisant un bruit
10 adventice sont successivement stockés dans une mémoire rangée (4).

13. Dispositif selon l'une des revendications 11 et 12, caractérisé en ce que la mémoire rangée (4) est structurée
15 comme une base de données.

14. Dispositif selon la revendication 13, caractérisé en ce qu'il comporte en outre un module de télécommunication (MODEM)
20 pour consulter à distance la base de données.

15. Support amovible destiné à coopérer avec un lecteur (5) d'un dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comprend des données de programme propres à être récupérées par la mémoire de travail (2) en vue
25 d'exciter le module de calcul (4,3) pour effectuer une transformation en temps et en fréquences d'un signal représentant un bruit respiratoire, et extraire du signal transformé un jeu de paramètres $(A_i, \omega_0; H, L)$ caractérisant ce bruit respiratoire.

30 16. Support amovible selon la revendication 15, caractérisé en ce qu'il comprend en outre des données préenregistrées de

paramètres ($A_i, \omega_0; H, L$) caractérisant des bruits adventices, ainsi que des données de programme propres à être récupérées par la mémoire de travail (2) en vue d'exciter le module de calcul (4,3) pour effectuer une comparaison entre les
5 paramètres extraits du signal transformé et les paramètres préenregistrés.

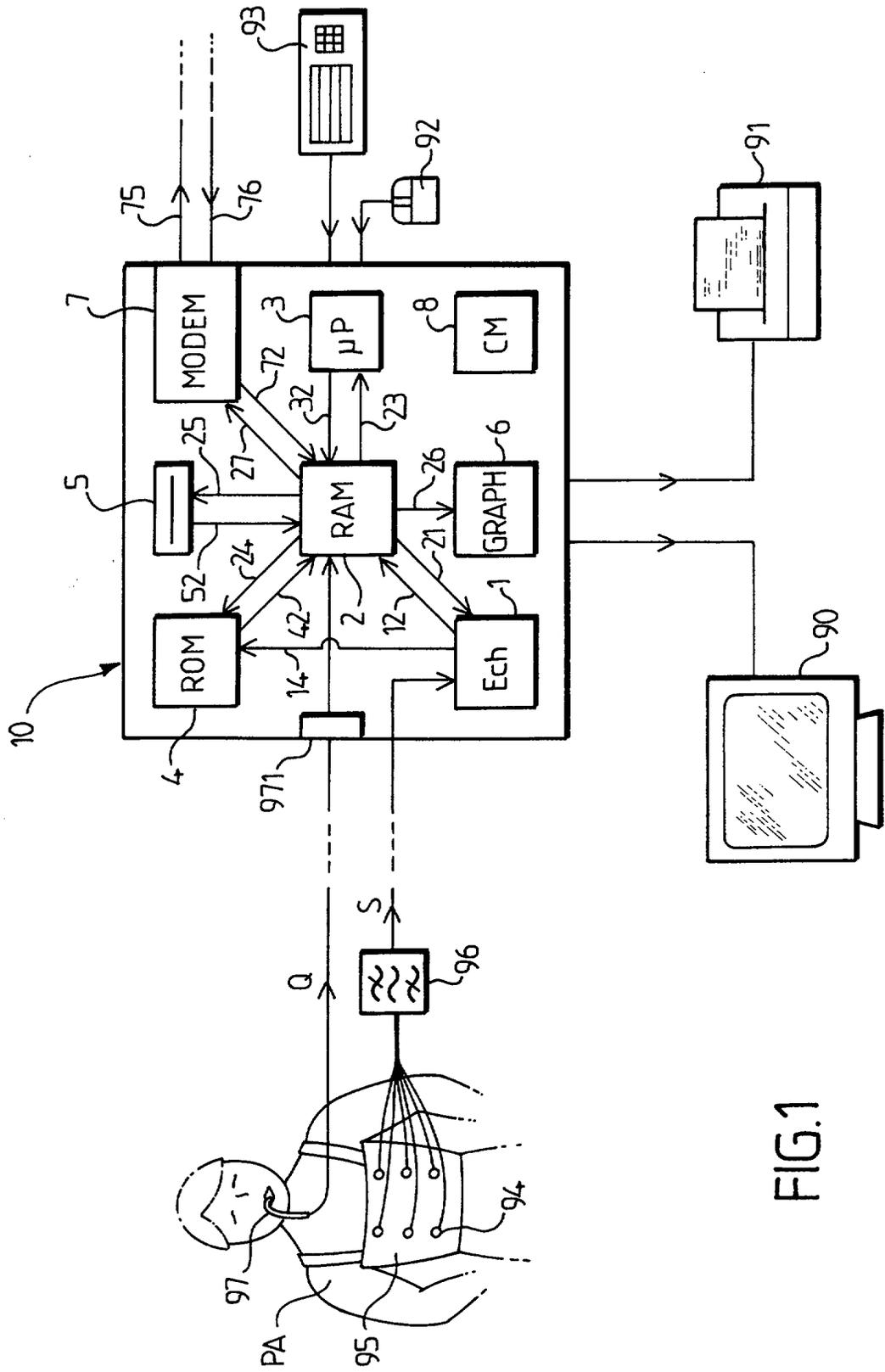


FIG.1

2/6

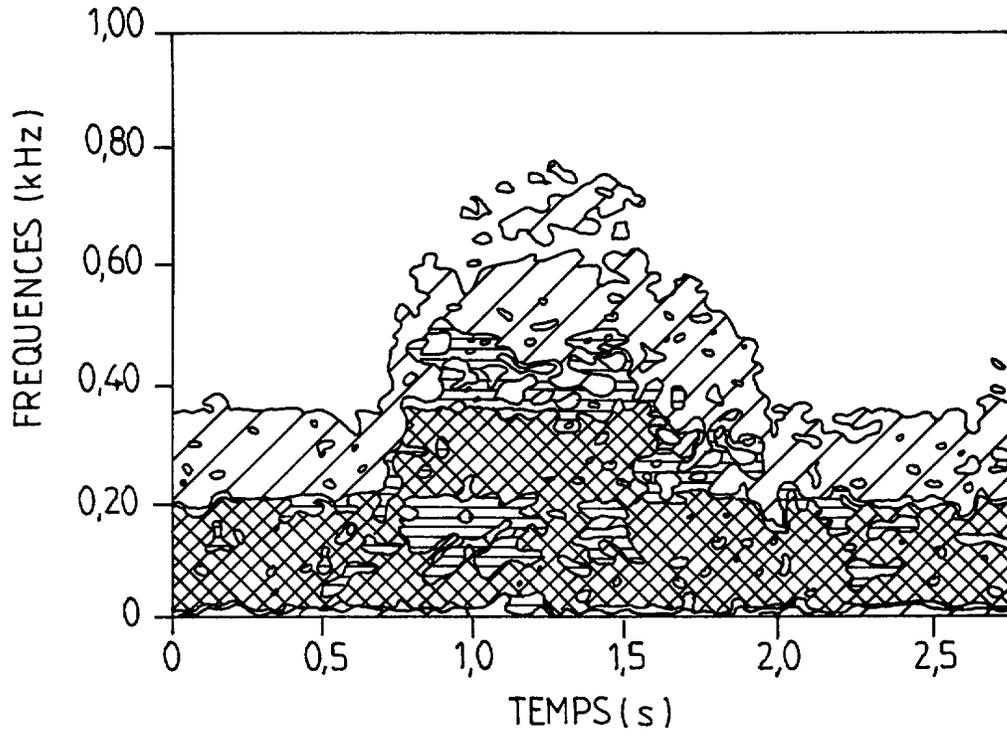


FIG. 2

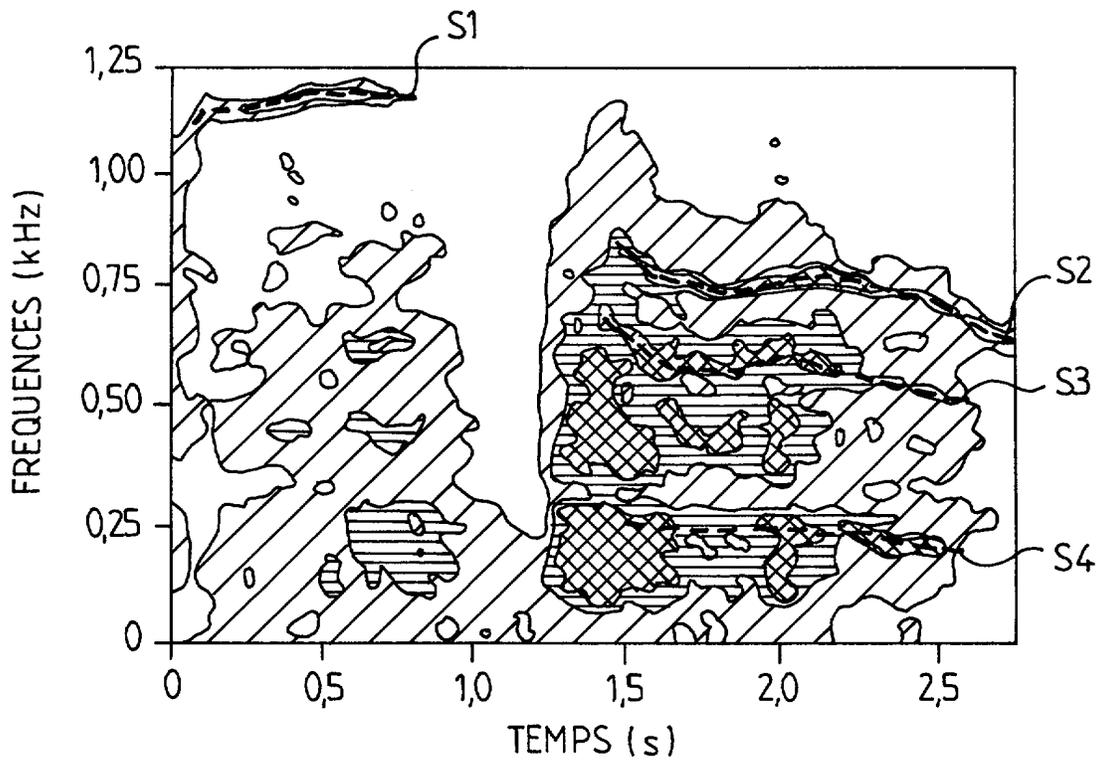


FIG. 3

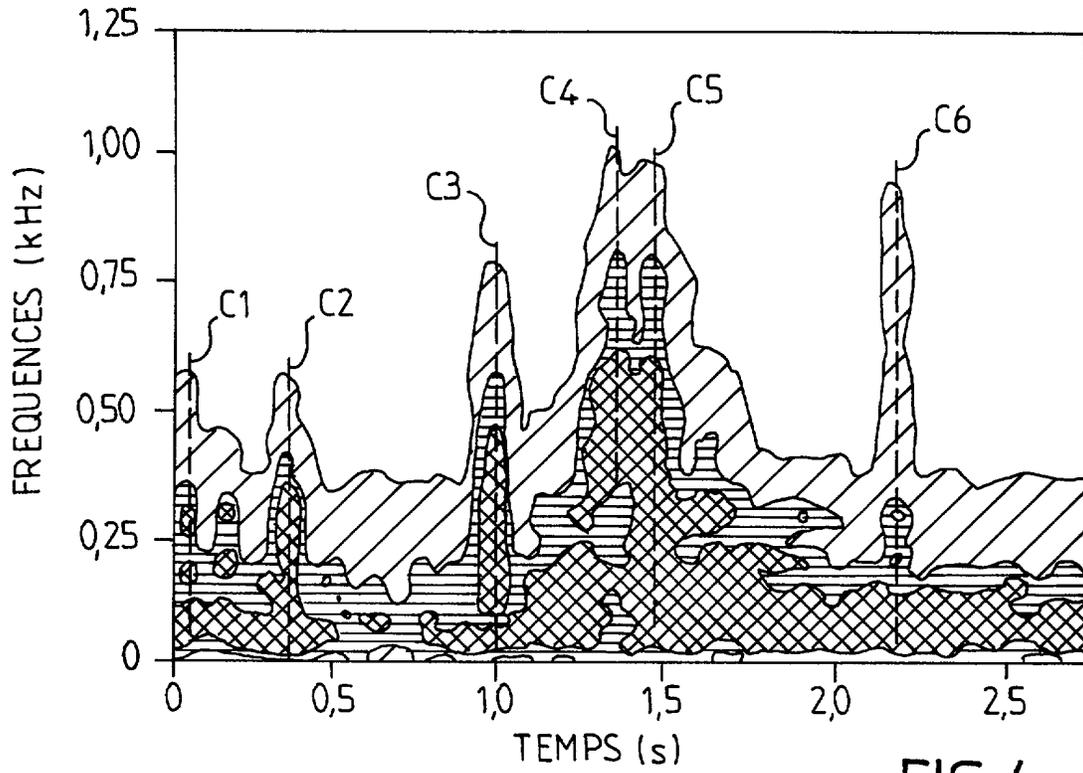


FIG.4

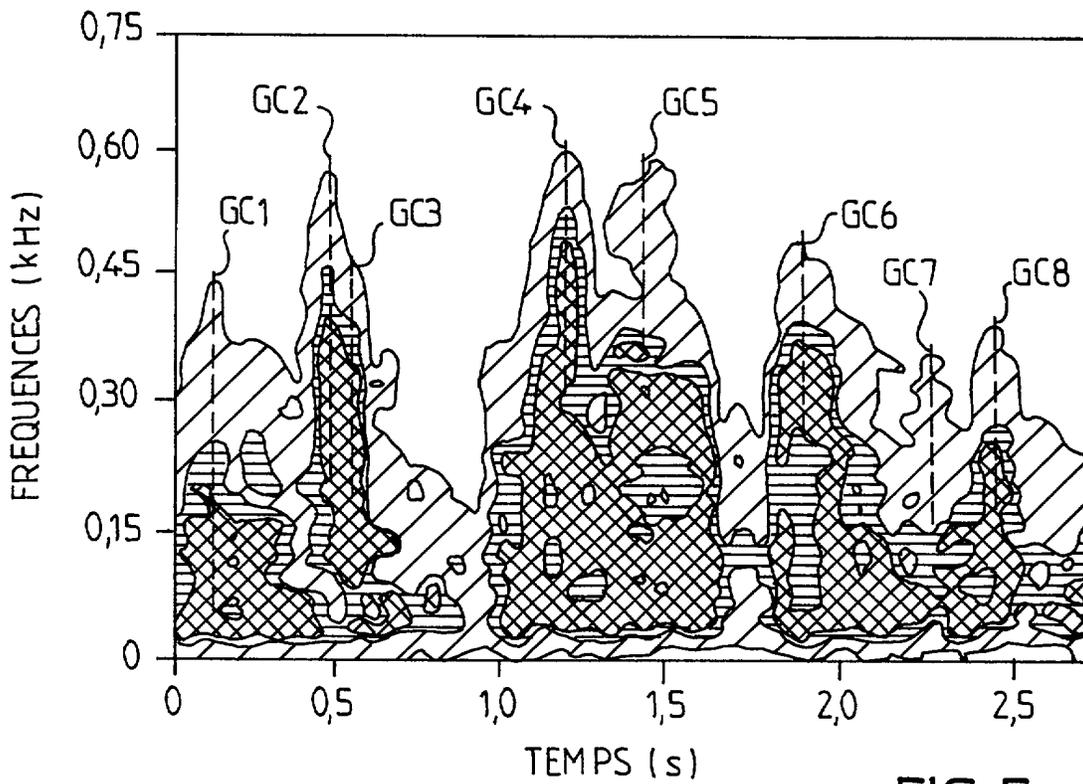


FIG.5

4/6

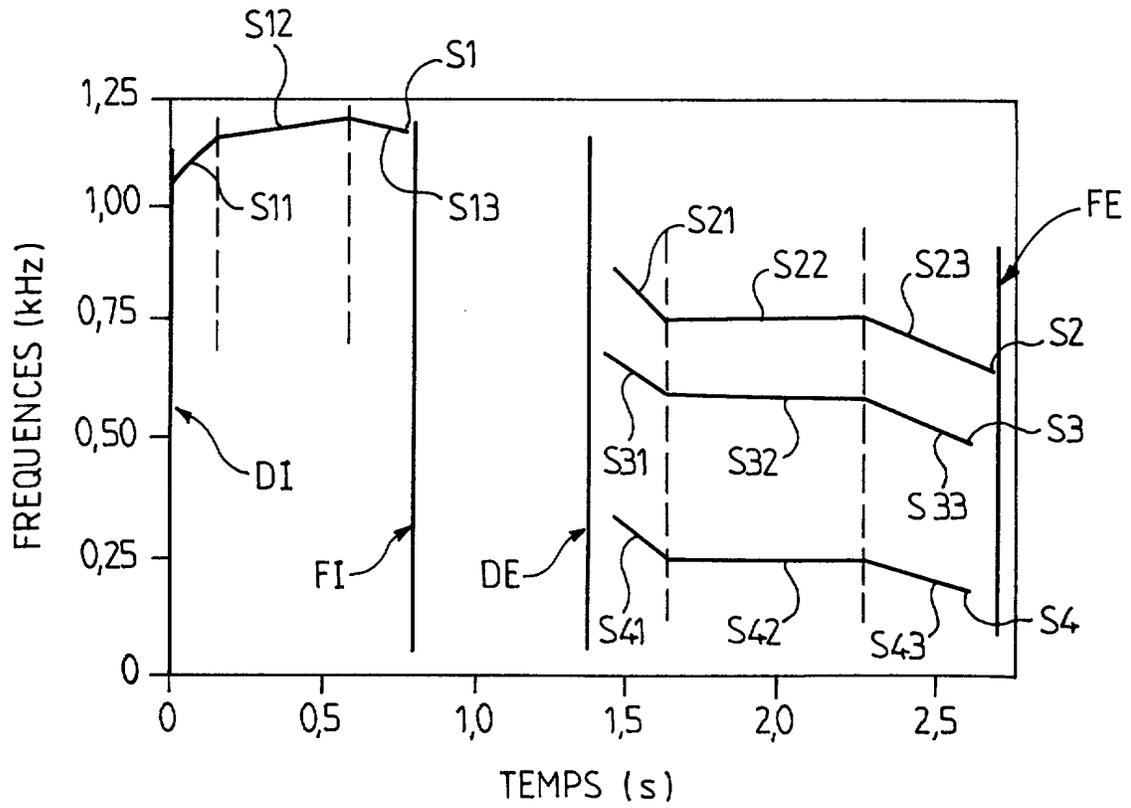


FIG.6

5/6

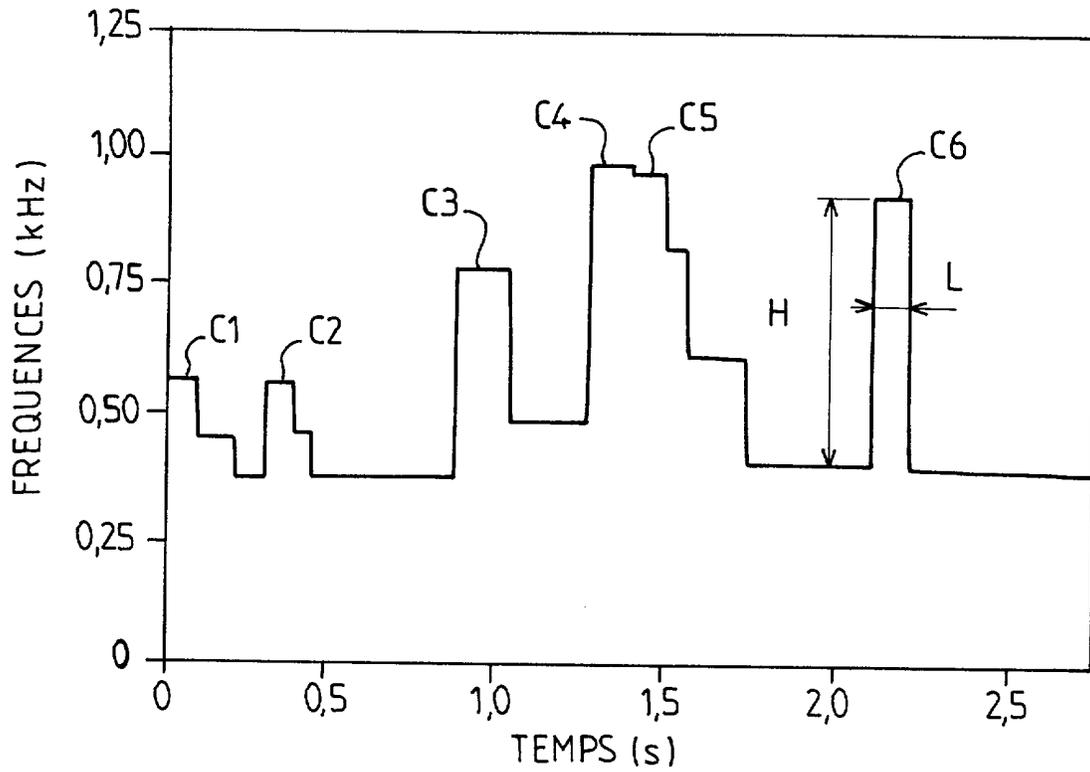


FIG.7

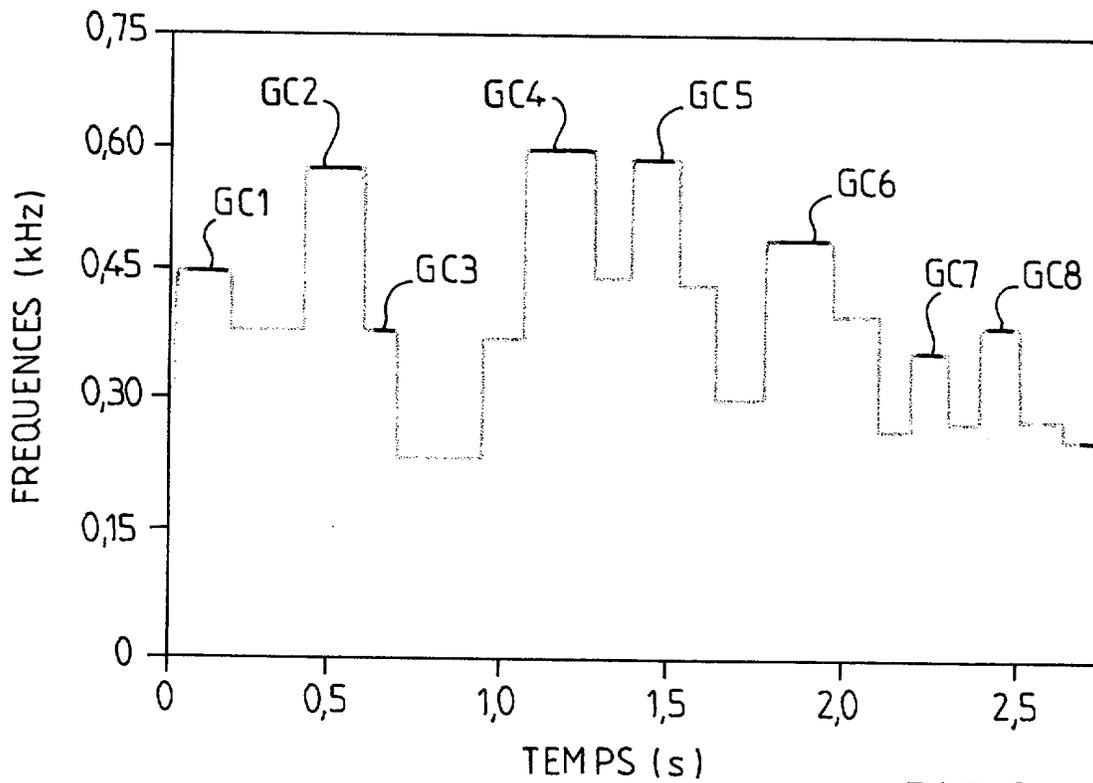


FIG.8

6/6

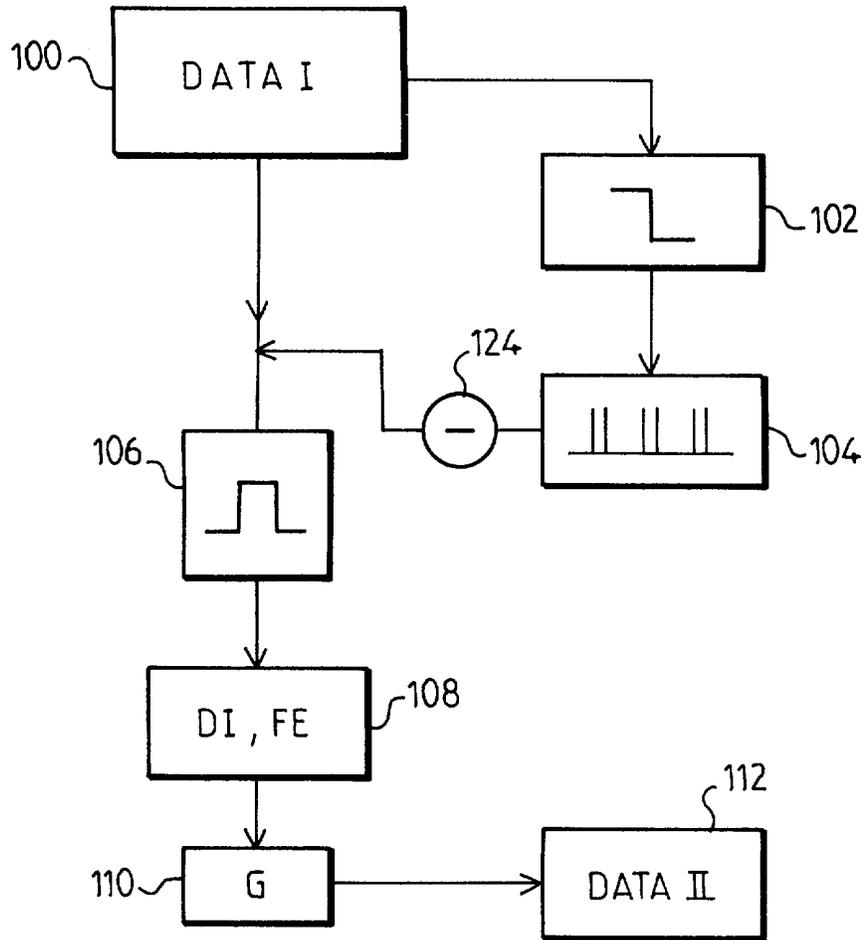


FIG. 9

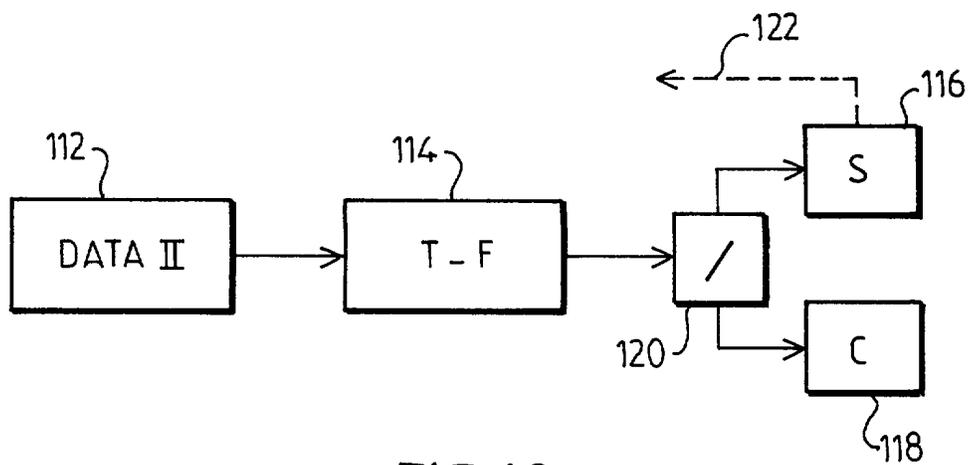


FIG. 10

**RAPPORT DE RECHERCHE
PRÉLIMINAIRE**

N° d'enregistrement
national

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

FA 602871
FR 0105256

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
X	SOVIJARVI A R A ET AL: "A new versatile PC-based lung sound analyzer with automatic crackle analysis (HeLSA); repeatability of spectral parameters and sound amplitude in healthy subjects" TECHNOLOGY AND HEALTH CARE, IOS PRESS, NETHERLANDS, vol. 6, no. 1, 1906 - 1998, pages 11-22, XP001059614 ISSN: 0928-7329	1-5,12, 13,15,16	A61B7/00
A	passages 2.1 "Instrumentation and analogue signal processing" et 2.3 "Analysis"	6-11	
X	--- XIAOQIN SUN ET AL: "Real time analysis of lung sounds" TECHNOLOGY AND HEALTH CARE, IOS PRESS, NETHERLANDS, vol. 6, no. 1, juin 1998 (1998-06), pages 3-10, XP001059616 ISSN: 0928-7329	1-4,12, 13,15,16	
A	* page 8, ligne 3 - ligne 6 *	5,6,8-11	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (Int.CL.7) A61B
X	--- KAISLA T ET AL: "VALIDATED METHOD FOR AUTOMATIC DETECTION OF LUNG SOUND CRACKLES" MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING AND COMPUTING, PETER PEREGRINUS LTD. STEVENAGE, GB, vol. 29, no. 5, 1 septembre 1991 (1991-09-01), pages 517-521, XP000226416 ISSN: 0140-0118	1-4,15	
A	passage 2.3 "Automatic detection of crackles"	5-7, 11-13,16	
	--- -/--		
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
30 janvier 2002		Knüpling, M	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS		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	
X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire			

2

EPO FORM 1503 12.99 (P04C14)

RAPPORT DE RECHERCHE
PRÉLIMINAIRE

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

FA 602871
FR 0105256

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, des parties pertinentes		
X	ROSQVIST T ET AL: "TOOLKIT FOR LUNG SOUND ANALYSIS" MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING AND COMPUTING, PETER PEREGRINUS LTD. STEVENAGE, GB, vol. 33, no. 2, 1 mars 1995 (1995-03-01), pages 190-195, XP000504664 ISSN: 0140-0118	1-5,15	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (Int.CL.7)
A	passage 3.2 "Advanced analysis of lung sounds"	6-11,16	
X	----- WO 01 19243 A (BEN MUVHAR SHMUEL) 22 mars 2001 (2001-03-22) * page 2, ligne 3 - ligne 5 * * page 7, ligne 11 - page 8, ligne 27 * * page 9, ligne 21 - ligne 29 * -----	1-4, 11-16	
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
30 janvier 2002		Knüpling, M	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique 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	

2

EPO FORM 1503 12.99 (P04C14)

