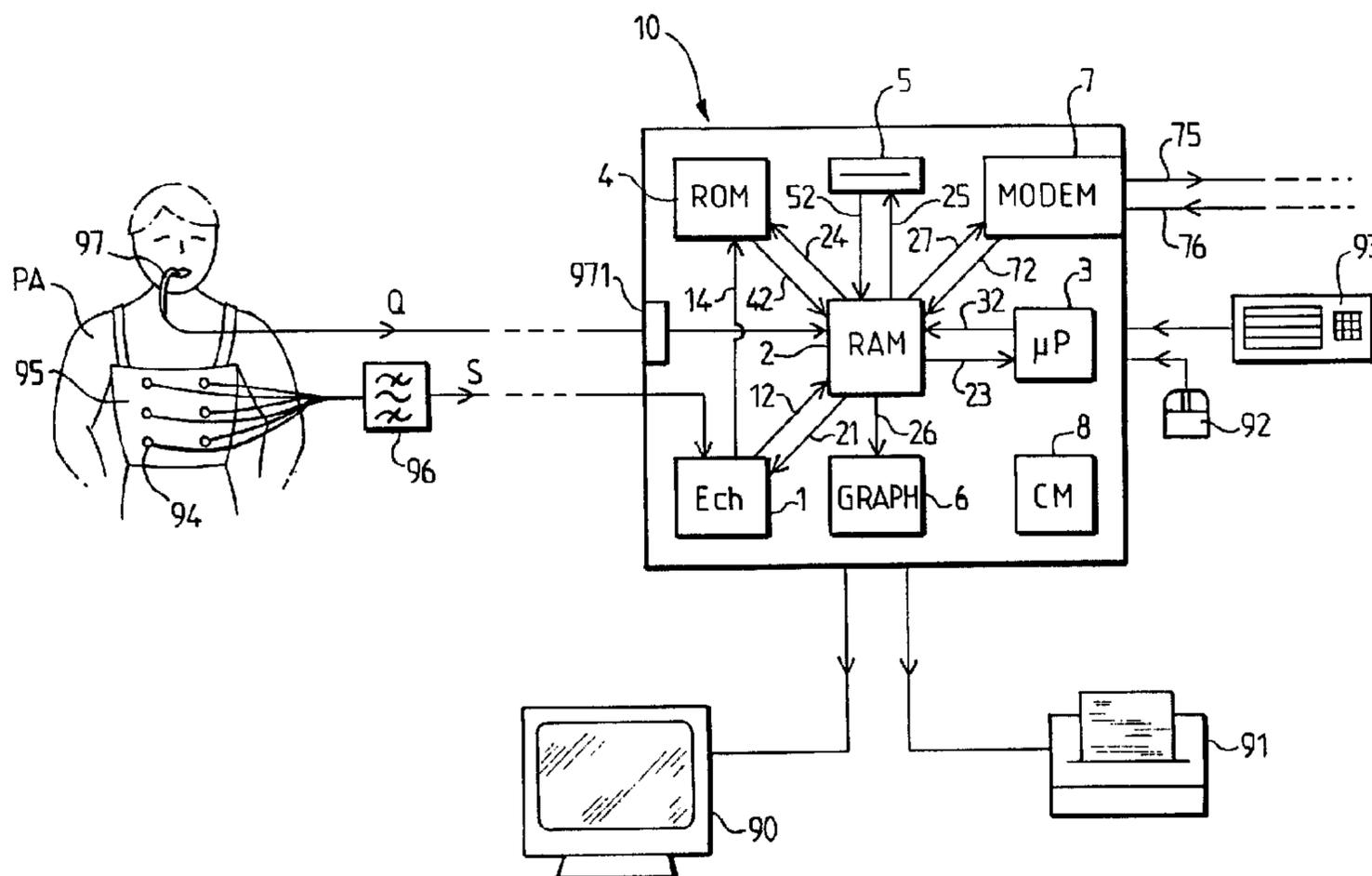




(86) Date de dépôt PCT/PCT Filing Date: 2000/03/23  
 (87) Date publication PCT/PCT Publication Date: 2000/09/28  
 (85) Entrée phase nationale/National Entry: 2001/09/21  
 (86) N° demande PCT/PCT Application No.: FR 2000/000736  
 (87) N° publication PCT/PCT Publication No.: 2000/056218  
 (30) Priorité/Priority: 1999/03/24 (99/03682) FR

(51) Cl.Int.<sup>7</sup>/Int.Cl.<sup>7</sup> A61B 7/00  
 (71) Demandeurs/Applicants:  
 KEHYAYAN, GEORGES, FR;  
 KEHYAYAN, IVAN, FR  
 (72) Inventeurs/Inventors:  
 KEHYAYAN, GEORGES, FR;  
 KEHYAYAN, IVAN, FR;  
 LENOIR, GERARD, FR;  
 ROUX, BRUNO, FR;  
 AVEDISSAIAN, CHRISTIAN, FR  
 (74) Agent: ROBIC

(54) Titre : DISPOSITIF D'ANALYSE DE BRUITS AUSCULTATOIRES, EN PARTICULIER DE BRUITS RESPIRATOIRES  
 (54) Title: DEVICE FOR ANALYSING AUSCULTATION SOUNDS, IN PARTICULAR RESPIRATORY SOUNDS



(57) Abrégé/Abstract:

L'invention concerne un dispositif d'analyse de bruits médicaux, en particulier respiratoires, comportant une entrée recevant un signal acoustique échantillonné en intensités associées chacune à un instant choisi, ainsi que des moyens de stockage (2, 4, 5) comprenant un module de traitement pour évaluer, en coopération avec des moyens de calcul (3), un jeu d'intensités transformées, associées chacune à une fréquence sonore prédéterminée. Il comprend enfin une sortie (26) reliée aux moyens de stockage (2) pour délivrer chaque intensité transformée en correspondance avec une fréquence associée, ainsi qu'à des moyens de représentation (6, 90, 91) des intensités transformées en fonction des fréquences, pour obtenir une représentation spectrale du bruit d'auscultation. Selon l'invention, le module de traitement est capable en outre d'évaluer un jeu d'intensités transformées pour chaque instant choisi, et les moyens de stockage (2) mémorisent chaque intensité transformée en fonction d'une fréquence associée, d'une part, et d'un instant choisi, d'autre part. On obtient ainsi une représentation tridimensionnelle en temps et en fréquences du bruit d'auscultation.



PCT

ORGANISATION MONDIALE DE LA PROPRIETE INTELLECTUELLE  
Bureau international

DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIEE EN VERTU DU TRAITE DE COOPERATION EN MATIERE DE BREVETS (PCT)

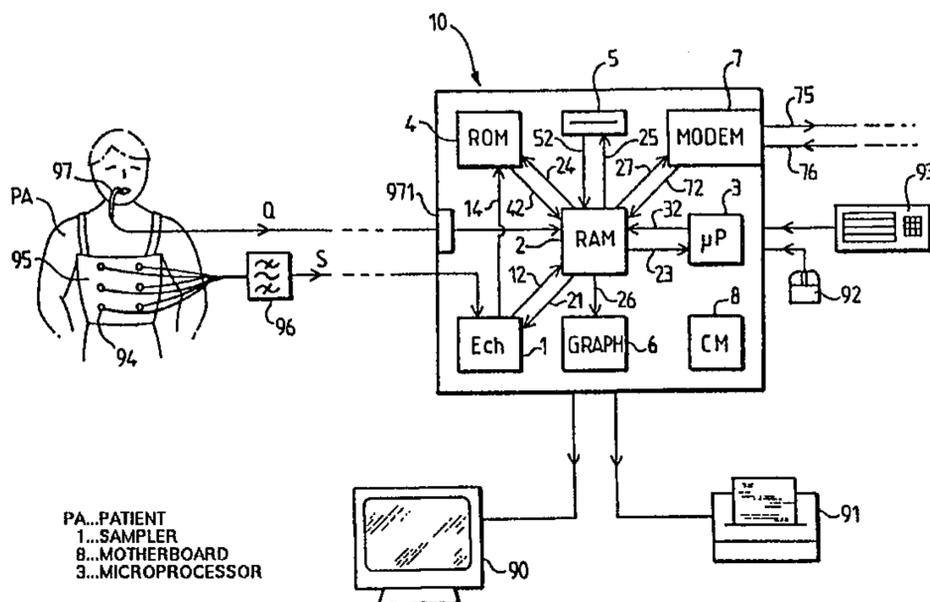
<p>(51) Classification internationale des brevets <sup>7</sup> : <b>A61B 7/00</b></p>	<p><b>A1</b></p>	<p>(11) Numéro de publication internationale: <b>WO 00/56218</b> (43) Date de publication internationale: 28 septembre 2000 (28.09.00)</p>
<p>(21) Numéro de la demande internationale: PCT/FR00/00736 (22) Date de dépôt international: 23 mars 2000 (23.03.00) (30) Données relatives à la priorité: 99/03682 24 mars 1999 (24.03.99) FR (71)(72) Déposants et inventeurs: KEHYAYAN, Georges [FR/FR]; 93, avenue Henri Barbusse, F-92140 Clamart (FR). KEHAYOFF, Ivan [FR/FR]; 6, rue Wimpheling, F-67000 Strasbourg (FR). (72) Inventeur; et (75) Inventeur/Déposant (US seulement): LENOIR, Gérard [FR/FR]; 6, rue Champfleury, F-75007 Paris (FR). (74) Mandataire: BEZAULT, Jean; Cabinet Netter, 40, rue Vignon, F-75009 Paris (FR).</p>	<p>(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).  <b>Publiée</b> <i>Avec rapport de recherche internationale.</i></p>	

(54) Title: DEVICE FOR ANALYSING AUSCULTATION SOUNDS, IN PARTICULAR RESPIRATORY SOUNDS

(54) Titre: DISPOSITIF D'ANALYSE DE BRUITS AUSCULTATOIRES, EN PARTICULIER DE BRUITS RESPIRATOIRES

## (57) Abstract

The invention concerns a device for analysing medical sounds, in particular respiratory sounds, comprising an input receiving a sound signal sampled in intensity levels each associated with a selected time, and storage means (2, 4, 5) comprising a processing module for evaluating, in co-operation with computing means (3), a set of transformed intensity levels, each associated with a predetermined sound frequency. It further comprises an output (26) connected to the storage means (2) for delivering each transformed intensity level in correspondence with an associated frequency, and means for representing (6, 90, 91) intensity levels transformed on the basis of frequencies, to obtain a spectral representation of the auscultation sound. The invention is characterised in that the processing module is further capable of evaluating a set of transformed intensity levels for each selected time, and the storage means (2) store each intensity level transformed on the basis of an associated frequency, and of a selected time, thereby providing a three-dimensional representation in time and in frequencies of the auscultation sound.



## (57) Abrégé

L'invention concerne un dispositif d'analyse de bruits médicaux, en particulier respiratoires, comportant une entrée recevant un signal acoustique échantillonné en intensités associées chacune à un instant choisi, ainsi que des moyens de stockage (2, 4, 5) comprenant un module de traitement pour évaluer, en coopération avec des moyens de calcul (3), un jeu d'intensités transformées, associées chacune à une fréquence sonore prédéterminée. Il comprend enfin une sortie (26) reliée aux moyens de stockage (2) pour délivrer chaque intensité transformée en correspondance avec une fréquence associée, ainsi qu'à des moyens de représentation (6, 90, 91) des intensités transformées en fonction des fréquences, pour obtenir une représentation spectrale du bruit d'auscultation. Selon l'invention, le module de traitement est capable en outre d'évaluer un jeu d'intensités transformées pour chaque instant choisi, et les moyens de stockage (2) mémorisent chaque intensité transformée en fonction d'une fréquence associée, d'une part, et d'un instant choisi, d'autre part. On obtient ainsi une représentation tridimensionnelle en temps et en fréquences du bruit d'auscultation.

Dispositif d'analyse de bruits auscultatoires, en particulier de bruits respiratoires

5

La présente invention concerne le domaine de l'analyse médicale de bruits acoustiques, à partir d'une auscultation médiate. Elle concerne plus particulièrement un dispositif d'analyse de bruits acoustiques générés par la respiration de patients atteints de pathologies respiratoires telles que la mucoviscidose, l'asthme ou autre.

10

L'un des symptômes majeurs de la mucoviscidose consiste en une infection des voies respiratoires. Des bruits bronchiques typiques révèlent généralement de telles infections. En effet, les malades atteints de cette pathologie génèrent des glaires qui obstruent les voies respiratoires en produisant des bruits spécifiques lors de la respiration. Les fréquences acoustiques des bruits générés sont fonction de la taille de ces glaires et, le cas échéant, les intensités acoustiques associées à ces fréquences peuvent permettre d'estimer un degré d'obstruction des voies respiratoires. Un danger que représente cette pathologie est lié à l'évolution rapide de la taille des glaires, pouvant provoquer une limitation progressive et irréversible de la capacité respiratoire du patient.

20

25

Il convient alors de surveiller l'évolution des bruits respiratoires précités.

30

35

Le protocole usuel consiste en une auscultation médiate, par l'intermédiaire d'un stéthoscope. Les fréquences écoutées donnent une indication quant à l'obstruction des voies respiratoires. Cependant, cette indication est uniquement qualitative, voire subjective. Il est souvent difficile de décrire des sons et de communiquer un diagnostic sur la base de tels critères subjectifs.

Une représentation spectrale des bruits respiratoires, quantitative et fiable, est actuellement souhaitée. L'inter-

prétation d'une telle représentation permettrait de détecter une évolution de la pathologie.

Des propositions de représentation spectrale des bruits  
5 respiratoires, basées sur des traitements par transformées de  
Fourier, ont vu récemment le jour. Cependant, les fréquences  
sonores des bruits respiratoires présentent la particularité  
de varier en fonction du temps, en particulier en fonction de  
la phase de respiration. C'est ainsi que l'information sur une  
10 fréquence du bruit, qui évolue substantiellement dans le  
temps, est perdue par traitement par transformée de Fourier.  
En effet, ce type de traitement est mieux adapté aux signaux  
stables temporellement.

15 La présente invention vient alors améliorer la situation.

Elle porte sur un dispositif d'analyse de bruits d'auscultation médiate, en particulier de bruits respiratoires, comprenant :

20 - une entrée pour recevoir un signal temporel représentatif  
d'un bruit acoustique, échantillonné en une multiplicité  
d'intensités associées chacune à un instant choisi,  
- des moyens de stockage comportant un module de traitement  
agencé pour coopérer avec des moyens de calcul en vue  
25 d'évaluer un jeu d'intensités transformées, associées chacune  
à une fréquence sonore prédéterminée, tandis que les moyens  
de stockage sont agencés en outre pour mémoriser lesdites  
intensités transformées, et  
- une sortie reliée, d'une part, aux moyens de stockage pour  
30 délivrer chaque intensité transformée en correspondance avec  
une fréquence associée, et, d'autre part, à des moyens de  
représentation des intensités transformées en fonction des  
fréquences, en vue d'obtenir une représentation spectrale du  
bruit d'auscultation.

35

Selon une caractéristique générale de l'invention, le module de traitement est agencé pour évaluer un jeu d'intensités transformées pour chaque instant choisi, tandis que les moyens de stockage sont agencés pour mémoriser chaque intensité

transformée en fonction d'une fréquence associée, d'une part, et d'un instant choisi, d'autre part, ce qui permet d'obtenir une représentation tridimensionnelle en temps et en fréquences du bruit d'auscultation.

5

Selon une seconde caractéristique importante de l'invention, le module de traitement est agencé pour évaluer le jeu d'intensités transformées pour chaque instant choisi, en effectuant, pour chaque fréquence, une somme sur une multiplicité d'instantanés courants de termes résultant d'un produit faisant intervenir, pour chaque instant courant, l'intensité associée à la somme de l'instant choisi et de l'instant courant, d'une part, et l'exponentielle complexe d'un produit imaginaire pur entre la fréquence et l'instant courant, d'autre part.

10  
15

Selon une troisième caractéristique importante de l'invention, le module de traitement est agencé en outre pour évaluer une phase pour chaque intensité, en fonction d'un écart entre l'instant choisi associé et un instant de départ choisi, en vue d'attribuer à chaque intensité une valeur complexe et sa valeur conjuguée, tandis que les termes de ladite somme sont représentatifs de produits faisant intervenir, pour chaque instant courant :

20

- 25 a) l'intensité complexe associée à la somme de l'instant choisi et de l'instant courant,  
b) l'intensité complexe conjuguée, associée à la différence de l'instant choisi et de l'instant courant, et  
c) ladite exponentielle complexe,
- 30 ce qui permet d'obtenir une représentation spectrale du bruit d'auscultation, tout en conservant une échelle de temps réel.

35

Selon une caractéristique avantageuse de l'invention, les moyens de stockage comprennent en outre des coefficients choisis, de pondération des termes de ladite somme, associés chacun à un instant courant.

Avantageusement, le dispositif selon l'invention comporte des moyens de visualisation du type comprenant un moniteur et/ou

une imprimante, tandis que les moyens de représentation comportent un module de représentation graphique, apte à coopérer avec les moyens de visualisation pour représenter graphiquement les intensités transformées, en fonction des fréquences associées, d'une part, et des instants choisis, d'autre part, en formant des spectres tridimensionnels en temps et fréquences.

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 2A représente le signal temporel d'un bruit de respiration normale,
- 20 - la figure 2B est une représentation spectrale obtenue par transformée de Fourier du signal temporel de la figure 2A,
- la figure 3A représente le signal temporel d'un bruit de respiration comportant un bruit adventice de type "sibilance",
- 25 - la figure 3B est une représentation spectrale obtenue par transformée de Fourier du signal temporel de la figure 3A,
- la figure 4A représente le signal temporel d'un bruit respiratoire comportant un bruit adventice de type "craquements", en particulier de type "gros crépitants",
- 30 - la figure 4B est une représentation spectrale obtenue par transformée de Fourier du signal temporel de la figure 4A,
- 35 - la figure 5A représente le signal temporel de la figure 4A, dans une échelle de temps réduite,

- la figure 5B est une représentation spectrale obtenue par transformée de Fourier du signal temporel de la figure 5A,

5 - la figure 6 est une représentation spectrale issue de l'analyse qu'effectue un dispositif selon l'invention, à partir d'un signal temporel représentatif d'un bruit de respiration normale, du type représenté sur la figure 2A,

10 - la figure 7 est une représentation spectrale issue de l'analyse qu'effectue un dispositif selon l'invention, à partir d'un signal temporel représentatif d'un bruit de respiration comportant un bruit adventice de type "sibilances", du type représenté sur la figure 3A,

15 - la figure 8 est une représentation spectrale issue de l'analyse qu'effectue un dispositif selon l'invention, à partir d'un signal temporel représentatif d'un bruit de respiration comportant un bruit adventice de type "crépitants fins", et

20

- la figure 9 est une représentation spectrale issue de l'analyse qu'effectue un dispositif selon l'invention, à partir d'un signal temporel représentatif d'un bruit de respiration comportant un bruit adventice de type "gros crépitants" (signal temporel du type représenté sur la figure 4A).

25

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

35

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  
35 unité de traitement (unité centrale 10), munie d'éléments 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).

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 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 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 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 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 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 nécessaire 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.

Pour effectuer les traitements des échantillons par calcul, l'unité centrale 10 est munie d'un microprocesseur 3 ( $\mu$ P). Ce microprocesseur est avantageusement capable de travailler à des cadences d'exécution de calcul supérieures ou de l'ordre  
5 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  
10 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  
15 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.

La liaison 72 entre le modem 7 et la mémoire vive 2 de l'unité  
20 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.

Le moniteur 90, ainsi que l'imprimante 91, que comporte en  
25 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.

30 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  
35 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.

La carte son 1 reçoit alors un signal temporel  $S(t)$  et échantillonne ce signal en une multiplicité d'intensités  $I(n)$  associées chacune à un instant de mesure  $n$ . Ces intensités sont enregistrées en mémoire vive 2 (liaison 12). Parallèlement, la mémoire vive 2 reçoit, par l'intermédiaire d'une interface d'acquisition 971, une information tirée de la sonde de débit ventilatoire 97, relative à un instant de départ  $n_0$  de la mesure du bruit respiratoire (début d'expiration ou début d'inspiration). A partir de l'instant de départ choisi  $n_0$ , le module de traitement attribue une phase  $\Phi[I(n)]$  à chaque intensité (ou échantillon  $I(n)$ ). Typiquement, ces phases sont estimées en fonction de la différence de temps  $n-n_0$ . Le module de traitement forme ainsi une multiplicité d'intensités complexes  $I_C(n)$  qui résulte du produit entre les intensités  $I(n)$  et des exponentielles complexes des phases associées à ces intensités. Ces intensités complexes s'écrivent alors :

$$I_C(n) = I(n) \exp\{i\Phi[I(n)]\}, \text{ avec } i^2 = -1$$

A partir d'une intensité complexe  $I_C(n)$  associée à l'instant prédéterminé  $n$ , il devient possible de définir une valeur conjuguée  $I_C^*(n)$  de cette intensité complexe. Le module de traitement du dispositif d'analyse selon une forme de réalisation préférée de l'invention évalue des intensités transformées  $I_T$  en effectuant la somme :

$$I_T(m, f_k) = 2 \sum_n h^2(n) I_C(m+n) I_C^*(m-n) \exp(-4i\pi n f_k)$$

(Formule 1)

Les fréquences  $f_k$ , indexées suivant l'entier  $k$  désignant les fréquences, sont initialement enregistrées en mémoire morte de l'unité centrale et sont transférées par la liaison 42 vers la mémoire vive de manière à effectuer les calculs donnant les intensités transformées  $I_T$ .

Les coefficients associés aux instants  $n$  sont initialement enregistrés en mémoire morte 4 et sont aussi transférés par la liaison 42 pour le calcul des intensités transformées. Ces coefficients de pondération  $h(n)$  peuvent être choisis en

fonction du type de bruit respiratoire que l'on souhaite traiter, comme on le verra plus loin.

Les intensités transformées  $I_T$  dépendent alors d'un instant  
5 prédéterminé  $m$ , ainsi que d'une fréquence  $f_k$ . Le module de  
traitement effectue donc une transformation "temps-fréquence"  
des intensités échantillonnées. Par exemple, si  $K$  fréquences  
 $f_k$  sont stockées en mémoire morte 4, le module de traitement  
évalue, pour chaque instant prédéterminé  $m$ ,  $K$  valeurs d'inten-  
10 sités transformées  $I_T$ . En parallèle, si le signal  $S(t)$  est  
échantillonné sur  $N$  instants prédéterminés, le module de  
traitement évalue  $N$  valeurs d'intensités transformées  $I_T$ , pour  
chacune des fréquences  $f_k$ . Le module de traitement évalue en  
tout  $N \times K$  intensités transformées. En pratique, on effectue une  
15 transformation de type spectrogramme à 255 points temporels  
(dont un point central) et 255 points fréquences, dans des  
fenêtres de pondération temporelle ou "d'observation à court  
terme" (par exemple des fenêtres de Hamming), permettant une  
pondération par les coefficients  $h(n)$ . En variante, il peut  
20 être prévu des cadences d'échantillonnage  $N$  différentes, et  
un nombre de fréquences  $f_k$  différent, selon les besoins de  
l'application visée.

On obtient à partir de la formule 1 une représentation  
25 tridimensionnelle de l'évolution des intensités transformées  
en fonction, d'une part, des fréquences  $f_k$  et, d'autre part,  
des instants  $m$ . Il peut être prévu de représenter les  
intensités transformées en topologie tridimensionnelle, par  
exemple selon des nappes d'intensités avec une échelle de  
30 temps en abscisses et une échelle de fréquences en ordonnées.  
Une autre représentation possible, pseudo-bidimensionnelle,  
est montrée sur les figures 6, 7, 8 et 9. Des gammes  
d'intensités transformées, croissantes, sont représentées par  
des types de hachures différents (obliques, horizontales,  
35 croisées).

Si le patient PA est atteint de mucoviscidose, les bruits  
adventices générés par sa respiration comportent des bruits  
spécifiques, tels que des sibilances (sifflements dans des

gamme de fréquences relativement élevées), des crépitations fins (craquements courts dans le temps) et des gros crépitations (craquements plus étendus dans le temps).

5 La figure 7 représente l'évolution en temps et en fréquence d'une sibilance. On remarque notamment à partir de 1,3 secondes de respiration, une courbe S2 sensiblement décroissante, équivalente à un "sifflement" autour d'une  
10 fréquence voisine de 0,75 kHz. Une telle évolution en fréquence de ce sifflement est difficilement détectable par les dispositifs de traitement usuels, qui s'appuient sur des transformées de Fourier rapides du signal temporel S(t) (terme traduit de l'anglais "Fast Fourier Transform", désigné ci-après par FFT).

15

Généralement, une transformée de Fourier rapide d'un signal temporel S(t), est donnée par la formule :

$$I_T(f_k) = 2 \sum_n I(n) \exp(-2i\pi n f_k) \quad (\text{Formule 2})$$

20

On se réfère aux figures 2A et 2B qui représentent le signal temporel d'un bruit respiratoire normal (figure 2A) et sa représentation spectrale (figure 2B) obtenue par transformées de Fourier rapides. Tant que le bruit respiratoire ne comporte  
25 pas de composantes relatives à une pathologie particulière, le signal temporel du bruit respiratoire ne présente pas de périodicité et le traitement par transformée de Fourier rapide (FFT) ne comporte pas de pics autour d'une fréquence particulière.

30

On se réfère maintenant aux figures 3A et 3B qui représentent le signal temporel d'un bruit respiratoire comportant une sibilance et la transformée de Fourier de ce signal temporel (figure 3B). On remarque alors sur la figure 3B un pic autour  
35 d'une fréquence voisine de 110 Hz, significatif de cette sibilance. Cependant, si la fréquence de la sibilance varie temporellement, un traitement par FFT qui s'étend sur une seconde d'intégration donnera un pic de sibilance, d'intensité réduite et de largeur s'étendant sur toute la variation

temporelle de la fréquence de la sibilance. Généralement, un tel pic est difficilement détectable par traitement classique utilisant des FFT.

5 En se référant aux figures 4A et 4B, une analyse par transformée de Fourier sur un intervalle de mesure de 1s dans l'exemple décrit, ne donne que du bruit. Par contre, en effectuant une réduction de l'échelle du temps entre 0,4s et 0,5s (figures 5A et 5B), on détecte une périodicité et la représentation spectrale obtenue par FFT présente alors un pic autour  
10 de 400 Hz dans l'exemple décrit (signal temporel tiré d'un bruit respiratoire comportant de gros crépitants).

Ainsi, dans le domaine de l'analyse auscultatoire de bruits  
15 adventices (bruits respiratoires comportant des crépitants, des sibilances, ou autres), il apparaît que les techniques de traitements visuels basées sur les transformées de Fourier rapides sont peu adaptées, en particulier pour des évolutions temporelles rapides des fréquences sonores ou encore pour des  
20 bruits à détecter qui s'étendent sur des durées brèves.

On se réfère alors à la figure 6 pour décrire le spectre issu d'une transformation en "temps-fréquence" selon l'invention, d'un murmure vésiculaire normal (bruit respiratoire sans  
25 pathologie). Les différents types de hachures (obliques, horizontales, croisées) sont représentatifs de gammes d'intensités transformées (respectivement croissantes) en fonction d'une échelle de temps réel pour laquelle les valeurs temporelles sont conservées, suivant l'axe des abscisses et  
30 d'une échelle de fréquences, suivant l'axe des ordonnées. On ne remarque alors aucun événement spectral particulier.

En revanche, le spectre "temps-fréquences" représenté sur la figure 7 met en évidence sensiblement quatre sibilances qui  
35 sont des bruits continus d'une durée généralement supérieure ou égale à 125ms :

- 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 Concernant la troisième sibilance, sensiblement stable, un traitement par FFT aurait donné un pic autour de 0,55 kHz, si toutefois ce traitement est effectué sur une échelle de temps comprise entre 1,5s et 2,5s. Par contre, la seconde sibilance traitée par FFT aurait donné un pic élargi et d'intensité  
15 réduite autour de 0,75 kHz. Par ailleurs, en se référant toujours à la figure 7, il apparaît clairement que la seconde sibilance est celle d'intensité la plus élevée. Or, un traitement par FFT sur une échelle de temps comprise entre 1,5s et 2,5s aurait favorisé la sibilance la plus stable  
20 temporellement (la troisième sibilance) et aurait fait apparaître un pic à 0,55 kHz d'intensité plus élevée que le pic autour de 0,75 kHz.

Ce type de râle est divisé en deux classes suivant qu'elles  
25 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, tandis qu'entre 1,3s et 2,5s, cette représentation spectrale  
30 met en évidence une sibilance polyphonique (à trois fréquences dans le spectre représenté).

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

On se réfère alors aux figures 8 et 9 pour décrire des crépitants fins (figure 8) et des gros crépitants (figure 9). Sur la figure 8, 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 9, apparaissent des impulsions GC1 à GC8, de fréquence limitées à environ 600 Hz et de durée temporelle sensiblement plus grandes (avoisinant 20ms). A l'écoute, ces impulsions correspondent typiquement à des crépitements.

Pour affiner les représentations spectrales en temps-fréquences des différents bruits adventices parmi les sibilances, crépitants fins, gros crépitants, etc, il est prévu de stocker en mémoire morte de l'unité centrale 10 différents jeux de coefficients de pondération  $h(n)$ , par types de bruits adventices à analyser.

Pour une première analyse, une transformation temps-fréquences établie selon la formule 1, de type "pseudo Wigner-Ville", est préférentiellement utilisée. Cependant, ce type de transformation génère des interférences fréquentielles et/ou temporelles, et il convient d'effectuer des lissages indépendants en temps et en fréquences. Des transformations de type "pseudo Choï-Williams masquée", "Zhao-Atlas-Marks", ou encore "pseudo Born-Jordan" permettent de réduire les termes d'interférence de la distribution de Wigner-Ville tout en préservant des distributions marginales temporelles et fréquentielles. Par ailleurs, une transformation en "ondelettes de Morlet", correspondant à des pondérations par gaussiennes, est particulièrement adaptée à des signaux larges bandes comportant à la fois de très hautes et de très basses fréquences. Chacune de ces transformations peut être adaptée au traitement d'un type de bruit adventice particulier.

Ces types de transformation et en particulier les principes mathématiques auxquels ils se rattachent, sont évoqués notamment dans les publications suivantes :

- P.A.C.M. Claasen, W.F.G. Mecklen-Bräuker, *Philips J. Res.*, vol.35-3, p.217-250, 1980 ;

- H.I. Choï, W.J. Williams, *IEEE Trans. On Acous. Speech On Signal Proc.*, vol. ASSP-37-6, p.862-871, 1989 ;

- Y. Zao, L.E. Atlas, R.J. Marx, *IEEE Trans. On Acous. Speech On Signal Proc.*, vol. ASSP-38-7, p.1084-1091, 1990 ;

- P. Goupillaud, A. Grossmann, J. Morlet, *Geoexploration*, vol.33, p.85-102, Elsevier science publishers, B.V. Amsterdam, 1984-1985.

10

Par ailleurs, pour chaque type de transformation, un jeu particulier de coefficients de pondération  $h(n)$  peut être choisi.

15 En outre, pour favoriser l'apparition d'un bruit adventice particulier, il peut être demandé au patient PA d'occuper une position corporelle particulière, générant principalement ce bruit adventice.

20 Ainsi, après une première analyse, le contenu des intensités transformées, stockées en mémoire vive 2, est transféré (liaison 26) vers la carte graphique 6 sous la forme de données graphiques, ce qui permet de visualiser un premier spectre temps-fréquences du signal temporel  $S(t)$ , sur l'écran  
25 du moniteur 90. Pour mettre en forme les données graphiques à l'écran, il est prévu un module de représentation graphique stocké en mémoire morte de l'unité centrale, en vue de représenter graphiquement les intensités transformées en fonction des fréquences associées, d'une part, et des instants  
30 prédéterminés, d'autre part, en formant des spectres du type représenté sur les figures 6 à 9.

Pour affiner le choix des coefficients  $h(n)$ , un opérateur peut choisir à l'aide du clavier 93 un jeu de coefficients adapté,  
35 stocké en mémoire morte de l'unité centrale. Par exemple à l'aide de la souris 92, l'opérateur peut en outre sélectionner une échelle de temps et/ou de fréquences préférée, pour visualiser un détail de la représentation spectrale. Lorsque

la représentation spectrale souhaitée apparaît à l'écran, l'opérateur peut décider de stocker le contenu de la mémoire vive 2, comportant les intensités transformées, en mémoire morte 4 de l'unité centrale (liaison 24). Il peut en outre  
5 décider d'imprimer la représentation spectrale qu'affiche le moniteur 90, à partir de l'imprimante 91. Ainsi, il devient possible de comparer des spectres mesurés à des époques différentes (par exemple à quelques jours d'intervalle), à partir d'un spectre stocké en mémoire morte 4 ou imprimé en  
10 91, et d'un spectre obtenu récemment et stocké en mémoire vive 2.

Il peut être prévu, par ailleurs, d'effectuer un suivi des évolutions spectrales à différentes époques, en différé. Dans  
15 ce cas, plusieurs signaux temporels  $S(t)$  peuvent être échantillonnés et stockés en mémoire morte (liaison 14) à différentes époques, tandis que l'analyse spectrale est effectuée, en différé, sur une pluralité de signaux temporels.

20 Si l'on souhaite en outre transférer les données relatives aux intensités transformées de l'unité centrale d'un manipulateur (kinésithérapeute ou autre) à l'unité d'un médecin traitant (par exemple un spécialiste), l'interface de communication 7 (MODEM), en liaison avec l'unité centrale 10, recevant les  
25 données représentatives des intensités transformées (liaison 27 de la mémoire vive 2 au MODEM 7), les envoie vers l'unité centrale du médecin. De façon réciproque, l'unité centrale peut recevoir par la liaison 72 (du MODEM à la mémoire vive) des données représentatives d'intensité transformées, ou  
30 encore des échantillons d'un signal temporel  $S(t)$ , mesurés à distance. Pour effectuer cet échange à distance, il peut être prévu en outre de stocker ces données sur des supports amovibles 5 (liaisons 25 et 52). Ainsi, les données stockées sur un tel support peuvent être transférées d'un poste  
35 d'analyse à l'autre.

Par ailleurs, si un opérateur souhaite écouter un signal  $S(t)$  échantillonné, il peut être prévu d'équiper la carte son 1 de l'unité centrale 10, d'un écouteur branché sur une sortie de

la carte son, tandis que le transfert des échantillons de la mémoire vive 2 à la carte son 1 est assuré par la liaison 21 de la figure 1.

5 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.

Ainsi on comprendra que le choix de la méthode de transforma-  
 10 tion ("temps-fréquences" lissée, ondelettes de Morlet ou autre) est indépendant du traitement général des bruits d'auscultation, qu'effectue le dispositif d'analyse selon l'invention. En effet, le choix d'un type de transformation se manifeste par un jeu de coefficient de pondération  $h(n)$   
 15 préféré. Par exemple, une transformation temps-fréquences dans laquelle les coefficients  $h(n)$  (formule 2) sont remplacés par des "1" (qui revient à effectuer une "double transformée de Fourier" en temps-fréquences et fréquences-temps), permettrait d'obtenir des représentations spectrales faisant déjà  
 20 apparaître des bruits adventices particuliers.

Par ailleurs, dans le cadre d'une simplification du module de traitement du dispositif selon l'invention, il peut être prévu en outre de traiter les intensités échantillonnées sur la base  
 25 d'une transformation "temps-fréquences" simple faisant intervenir une somme de termes représentatifs du produit entre  $I(m+n)$  et une exponentielle complexe, de sorte que :

$$I_T(m, f_k) = \sum_n h(n) I(m+n) \exp(-2i\pi n f_k) \quad (\text{Formule 3})$$

30

A partir d'une telle transformation, il est possible d'obtenir rapidement une première représentation en temps et en fréquences du bruit d'auscultation, ce qui permet de repérer d'emblée le type de bruits adventices que présente le patient.

35

De manière générale, la présente invention vise, bien entendu, les outils du dispositif d'analyse permettant sa mise en oeuvre (module de traitement, etc) , mais aussi tous les produits résultant de sa mise en oeuvre (représentations

spectrales obtenues par différents types de transformations temps-fréquences, imprimées sur écran ou sur papier, ainsi que toutes comparaisons de spectres obtenues par un dispositif d'analyse selon l'invention).

5

A ce titre, la présente invention vise aussi un dispositif d'analyse permettant de représenter une comparaison d'une pluralité de spectres, mesurés à des époques différentes, pour mettre en évidence par exemple une aggravation ou une  
10 amélioration de l'état du patient. C'est ainsi que le dispositif selon l'invention est muni en outre d'un module de comparaison de différents spectres chargés en mémoire vive 2, d'instants de départ  $m_0$  différents, en vue de détecter une évolution des bruits d'auscultation par comparaison des  
15 intensités transformées et du nombre de bruits adventices mis en évidence. Un tel module est stocké préférentiellement en mémoire morte 4. Par exemple, il peut être prévu alors un signal d'alarme si entre deux spectres effectués à des époques différentes, une aggravation de l'état du patient a été  
20 constatée.

Ainsi, dans une forme de réalisation particulière de l'invention, le dispositif d'analyse peut surveiller en continu la respiration d'un patient, en effectuant, par exemple à  
25 intervalle de temps constant, un "cliché" par traitement de transformation temps-fréquences de sa respiration et en comparant, par exemple à des seuils prédéterminés, les intensités transformées et/ou les fréquences des bruits adventices détectés. Cette forme de réalisation trouve une  
30 application particulièrement intéressante à la surveillance de nourrissons atteints d'infections pulmonaires. Dans une telle application, il peut être prévu d'immobiliser sur le corps du nourrisson au moins un stéthoscope relié à un émetteur radiofréquence, communiquant avec un récepteur relié  
35 par exemple à la carte son d'un ordinateur domestique. Cet ordinateur effectue alors des traitements spectraux successifs du type décrit ci-avant et, le cas échéant, sans prévoir de sonde de débit.

Dans l'exemple décrit ci-avant, le module de traitement stocké en mémoire morte de l'unité centrale est préférentiellement programmé en langage "DSP", et coopère avec un gestionnaire de calcul, préférentiellement une version adéquate de "MATLAB" (marques déposées). Bien entendu, ces choix d'écriture et de gestion de calcul peuvent admettre des variantes, selon les évolutions des matériels disponibles sur le marché. Le microprocesseur de l'unité centrale peut également suivre ces évolutions.

10

Dans l'exemple décrit ci-avant, le stéthoscope que porte le patient présente six capteurs. Bien entendu, le nombre de capteurs du stéthoscope peut être différent. Par ailleurs, certains capteurs peuvent être disposés sur le dos du patient.

15

En outre, le filtrage 96 que réalise le stéthoscope est décrit ici à titre d'exemple. Dans une autre application du dispositif d'analyse selon l'invention, par exemple de l'analyse de bruits d'auscultation des battements du coeur d'un patient, il peut être prévu de filtrer les signaux temporels reçus sur une bande de fréquence plus basse, adaptée aux bruits du coeur. A ce titre, la présente invention peut s'appliquer à l'analyse de bruits d'auscultation tirés des battements de coeur, ou encore tout autres bruits d'auscultation. Elle peut s'appliquer en outre à l'analyse de bruits respiratoires de patients atteints d'asthme, ou d'une autre pathologie respiratoire. Ainsi, il peut être prévu en outre un filtrage spectral (coefficients de pondération supplémentaires  $h(f_k)$  dans la somme de la Formule 1) en fonction du type de bruit d'auscultation que l'on souhaite analyser.

20  
25  
30

Par ailleurs, dans l'exemple décrit ci-avant, le dispositif d'analyse selon l'invention se présente sous la forme d'un ordinateur relié, d'une part, à des moyens de prise de son et, d'autre part, à des périphériques, notamment de représentation graphique. En variante, le dispositif peut se présenter sous la forme d'un appareil à usage spécifique, par exemple de type "DSP" (pour "Digital Signal Process"), relié aux moyens de prise de son précités (stéthoscopes dans l'exemple décrit).

35

En outre, la structure de l'unité centrale, dans l'exemple décrit ci-avant, du dispositif d'analyse selon l'invention est susceptible de variantes. Cependant, il est préférable de conserver des moyens de stockage (mémoire vive et/ou mémoire morte) des intensités échantillonnées et des intensités transformées, qui soient adressables en fonction des instants d'échantillonnage et des jeux de fréquences stockés  $f_k$ , choisies.

Revendications

1. Dispositif d'analyse de bruits d'auscultation médiate, en particulier de bruits respiratoires, comprenant :

- 5 - une entrée (12;72) pour recevoir un signal temporel ( $S(t)$ ) représentatif d'un bruit acoustique, échantillonné en une multiplicité d'intensités ( $I(m)$ ) associées chacune à un instant ( $m$ ) choisi,
- des moyens de stockage (2,4,5) comportant un module de traitement agencé pour coopérer avec des moyens de calcul (3) en vue d'évaluer un jeu d'intensités transformées ( $I_T(f_k)$ ), associées chacune à une fréquence ( $f_k$ ) sonore prédéterminée ( $f_k$ ), tandis que les moyens de stockage (2) sont agencés en outre pour mémoriser lesdites intensités transformées, et
- 10 - une sortie (26) reliée, d'une part, aux moyens de stockage (2) pour délivrer chaque intensité transformée en correspondance avec une fréquence associée, et, d'autre part, à des moyens de représentation (6,90,91) des intensités transformées en fonction des fréquences, en vue d'obtenir une représentation spectrale du bruit d'auscultation,
- 15
- 20

caractérisé en ce que le module de traitement est agencé pour évaluer une phase pour chaque intensité ( $\Phi[I(m)]$ ), en fonction d'un écart entre l'instant choisi associé ( $m$ ) et un instant de départ choisi ( $m_0$ ), en vue d'attribuer à chaque intensité une valeur complexe ( $I_C(n)$ ) et sa valeur conjuguée ( $I_C^*(n)$ ),

25

en ce que le module de traitement est agencé en outre pour évaluer un jeu d'intensités transformées ( $I_T(m, f_k)$ ) pour chaque instant choisi ( $m$ ), en effectuant, pour chaque fréquence ( $f_k$ ), une somme sur une multiplicité d'instant

30 courants ( $n$ ) de termes résultant d'un produit faisant intervenir, pour chaque instant courant ( $n$ ),

a) l'intensité complexe ( $I_C(m+n)$ ) associée à la somme de l'instant choisi ( $m$ ) et de l'instant courant ( $n$ ),

35 b) l'intensité complexe conjuguée ( $I_C^*(m-n)$ ), associée à la différence de l'instant choisi et de l'instant courant, et

c) une exponentielle complexe d'un produit imaginaire pur entre la fréquence ( $f_k$ ) et l'instant courant ( $n$ ),

et en ce que les moyens de stockage (2) sont agencés pour mémoriser chaque intensité transformée ( $I_T$ ) en fonction d'une fréquence associée ( $f_k$ ), d'une part, et d'un instant choisi ( $m$ ), d'autre part,

5 ce qui permet d'obtenir une représentation tridimensionnelle en temps ( $m$ ) et en fréquences ( $f_k$ ) du bruit d'auscultation, tout en conservant une échelle de temps réel.

2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que  
10 les moyens de stockage (4,5) comprennent en outre des coefficients choisis ( $h(n)$ ), de pondération des termes de ladite somme, associés chacun à un instant courant.

3. Dispositif selon la revendication 2, caractérisé en ce que  
15 le bruit d'auscultation à analyser est un bruit adventice parmi un ensemble comprenant des sibilantes, des gros crépitants et des crépitants fins, et en ce que les moyens de stockage (4,5) comportent un jeu de coefficients de pondération ( $h(n)$ ) par type de bruit à analyser.

20  
4. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comporte des moyens de visualisation (90,91) du type comprenant un moniteur (90) et/ou une imprimante (91), tandis que les moyens de représentation (6)  
25 comportent un module de représentation graphique, apte à coopérer avec les moyens de visualisation pour représenter graphiquement lesdites intensités transformées ( $I_T(m, f_k)$ ), en fonction des fréquences associées ( $f_k$ ), d'une part, et des instants choisis ( $m$ ), d'autre part, en formant des spectres  
30 tridimensionnels en temps et fréquences.

5. Dispositif selon l'une des revendications 2 à 4, caractérisé en ce qu'il comporte en outre des moyens de saisie (92,93) aptes à coopérer avec les moyens de représentation  
35 pour affiner les échelles de temps et fréquences et/ou pour affiner le choix de coefficients de pondération ( $h(n)$ ) des termes de ladite somme.

6. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comporte une sonde de débit respiratoire (97) apte à définir ledit instant de départ choisi ( $m_0$ ).

5 7. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce lesdits moyens de stockage (2,4,5) comportent une zone mémoire (2) pour ranger lesdites intensités transformées ( $I_T$ ), en fonction des fréquences ( $f_k$ ) et des instants choisis associés (m).

10

8. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que lesdits moyens de stockage (2,4,5) comportent une zone mémoire (2) pour ranger ladite multiplicité d'intensités (I), en fonction des instants choisis associés

15

9. Dispositif selon l'une des revendications 7 et 8, caractérisé en ce qu'il comporte un disque dur (4) et/ou un support amovible (5) pour stocker le contenu de ladite zone mémoire

20

10. Dispositif selon l'une des revendications 7 à 9, caractérisé en ce qu'il comporte en outre une interface de communication (7) pour transmettre le contenu de la zone mémoire (2)

25

vers une station distante et/ou pour recevoir (27) des échantillons de signaux temporels ( $S(t)$ ), représentatifs de bruits d'auscultation.

11. Dispositif selon l'une des revendications 7 à 10,

30

caractérisé en ce qu'il comporte un module de comparaison, apte à coopérer avec ladite zone mémoire (2) pour comparer une pluralité de représentations spectrales de bruits d'auscultation, d'instant de départ choisis ( $m_0$ ), différents, en vue de détecter une évolution desdits bruits d'auscultation.

35

12. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comporte un stéthoscope électronique (94,96) muni d'au moins un capteur sonore (94), agencé pour convertir un bruit acoustique en un signal électrique temporel

(S(t)), ainsi qu'une interface (1) munie d'un échantillonneur (Ech), connectée au capteur (94) et reliée en outre à ladite entrée (12).

5 13. Dispositif selon la revendication 12, caractérisé en ce que le stéthoscope électronique comporte des moyens de filtrage fréquentiel (96) du signal temporel en sortie du capteur (94), en vue de limiter les composantes fréquentielles du signal temporel à une bande spectrale utile.

10

14. Procédé d'analyse de bruits d'auscultation médiate, en particulier de bruits respiratoires, du type comprenant les étapes suivantes :

15 a) échantillonner un signal temporel (S(t)), représentatif d'un bruit acoustique, en une multiplicité d'intensités (I(m)) associées chacune à un instant (m) choisi,

b) évaluer un jeu d'intensités transformées ( $I_T(f_k)$ ), associées chacune à une fréquence ( $f_k$ ) sonore prédéterminée ( $f_k$ ),

20 c) mémoriser lesdites intensités transformées, et

d) délivrer chaque intensité transformée en correspondance avec une fréquence associée, en vue d'obtenir une représentation spectrale du bruit d'auscultation,

25 caractérisé en ce que l'étape a) comporte en outre le choix d'un instant de départ ( $m_0$ ),

en ce que l'étape b) comprend les opérations suivantes :

30 b1) évaluer une phase pour chaque intensité ( $\Phi[I(m)]$ ), en fonction d'un écart entre l'instant choisi associé (m) et l'instant de départ ( $m_0$ ), en vue d'attribuer à chaque intensité une valeur complexe ( $I_C(n)$ ) et sa valeur conjuguée ( $I_C^*(n)$ ),

b2) évaluer un produit faisant intervenir, pour un instant courant (n) :

35 \* l'intensité complexe ( $I_C(m+n)$ ) associée à la somme de l'instant choisi (m) et de l'instant courant (n),

\* l'intensité complexe conjuguée ( $I_C^*(m-n)$ ), associée à la différence de l'instant choisi et de l'instant courant, et

\* une exponentielle complexe d'un produit imaginaire pur entre la fréquence ( $f_k$ ) et l'instant courant ( $n$ ),

b3) évaluer un jeu d'intensités transformées ( $I_T(m, f_k)$ ) pour chaque instant choisi ( $m$ ), en effectuant, pour chaque  
5 fréquence ( $f_k$ ), une somme sur une multiplicité d'instant  
courants ( $n$ ) de termes résultant des produits obtenus à l'opération b2),

en ce qu'au cours de l'étape c), on mémorise chaque intensité transformée ( $I_T$ ) en fonction d'une fréquence  
10 associée ( $f_k$ ), d'une part, et d'un instant choisi ( $m$ ), d'autre part,

et en ce qu'au cours de l'étape d), on délivre chaque intensité transformée en correspondance avec une fréquence associée ( $f_k$ ), d'une part, et avec un instant choisi ( $m$ ),  
15 d'autre part, ce qui permet d'obtenir une représentation tridimensionnelle en temps ( $m$ ) et en fréquences ( $f_k$ ) du bruit d'auscultation, tout en conservant une échelle de temps réel.

15. Représentation d'intensités transformées en temps et  
20 fréquences d'un bruit d'auscultation médiate, obtenue par un procédé d'analyse selon la revendication 14.

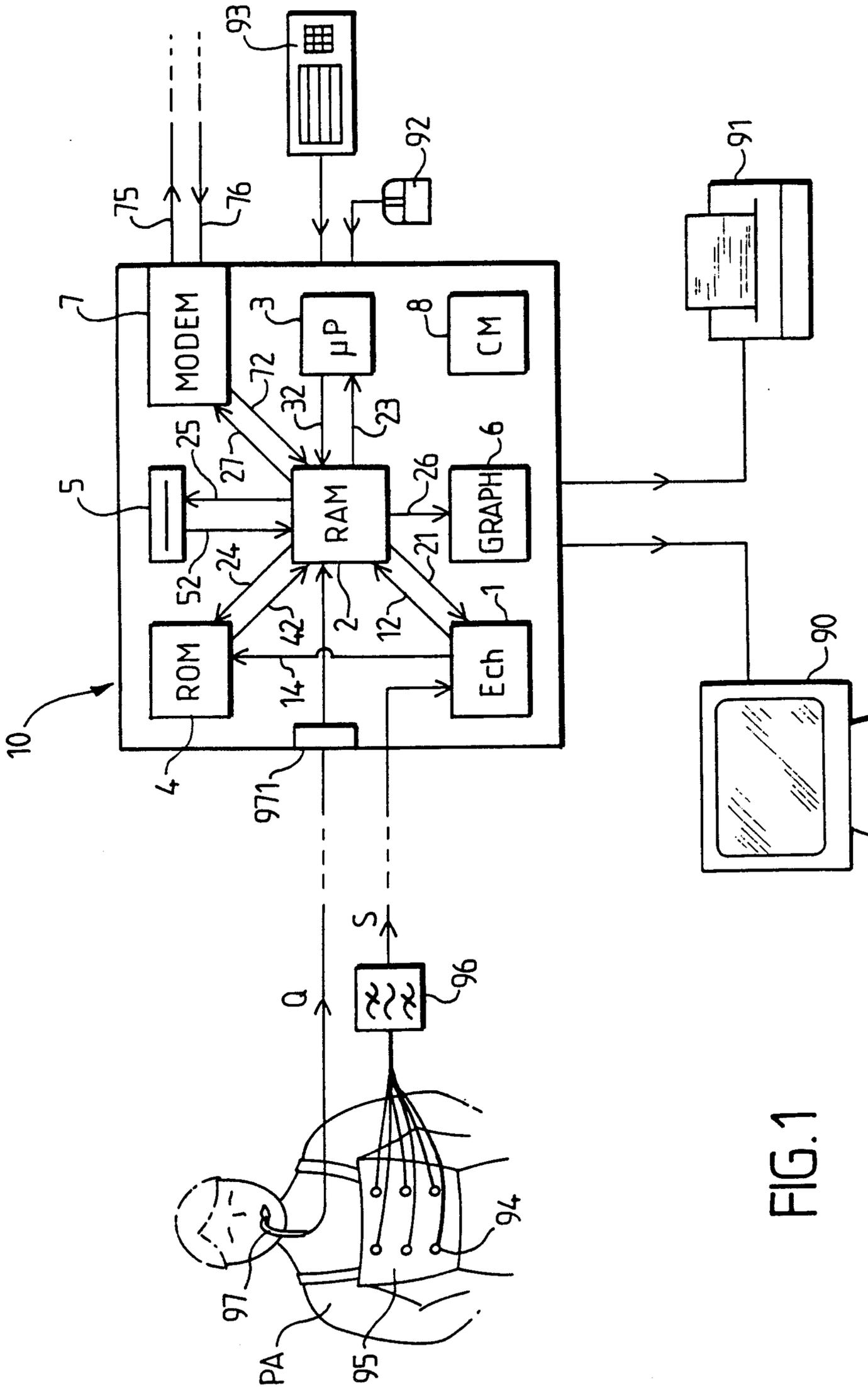


FIG. 1

2/6

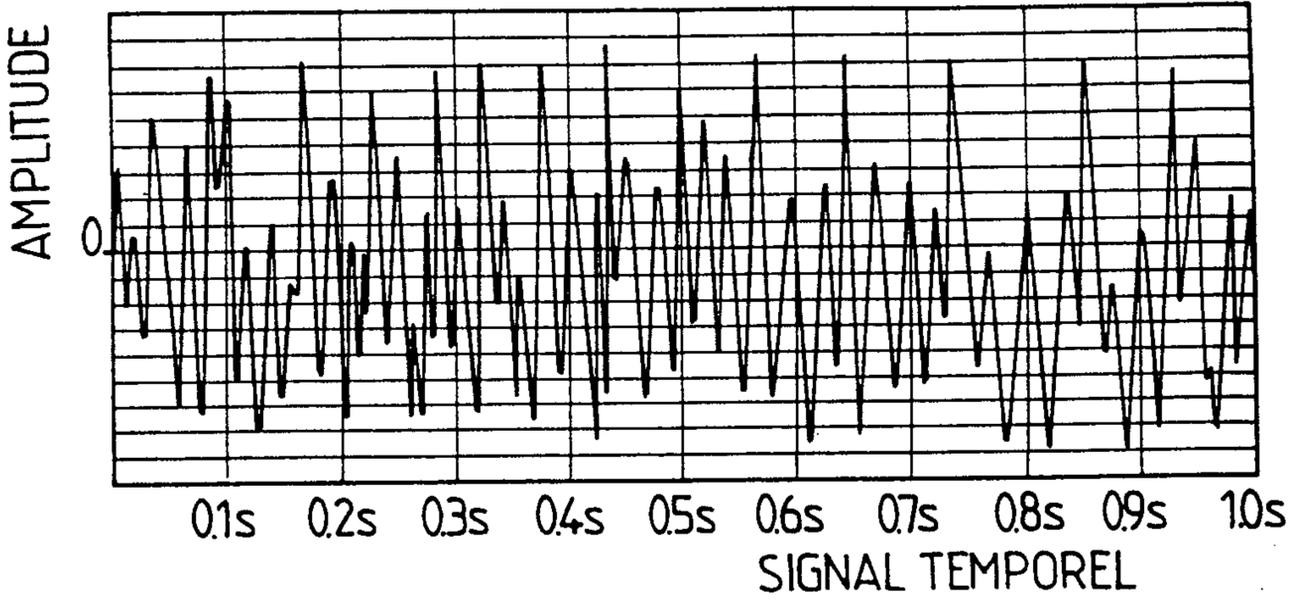


FIG.2A

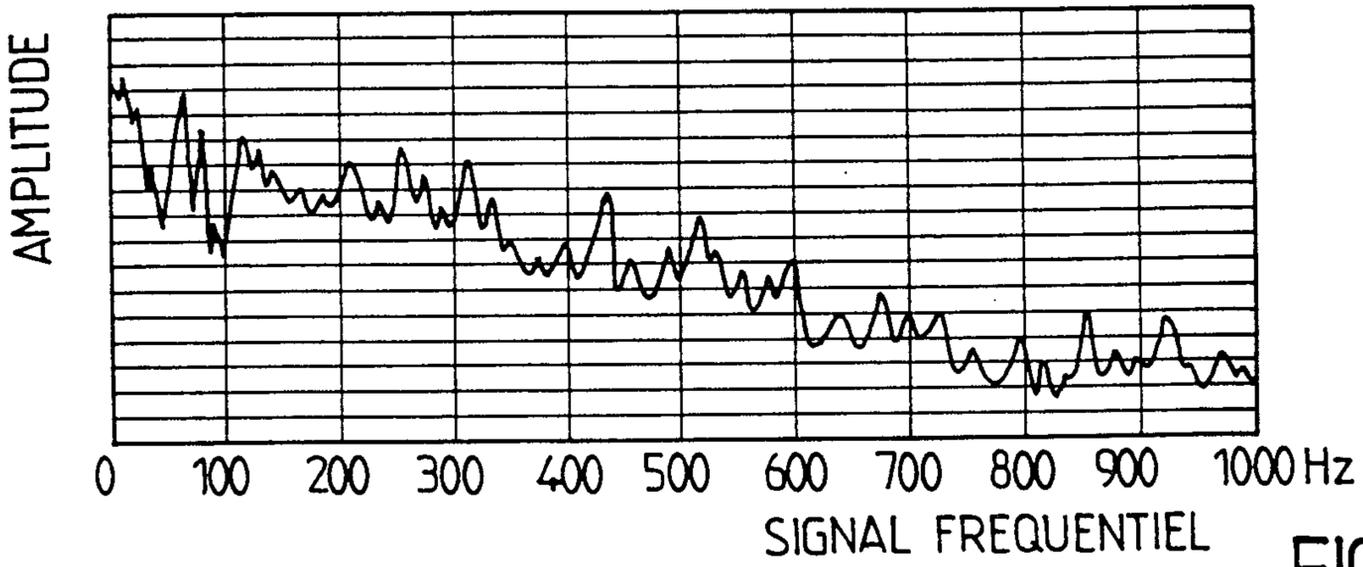


FIG.2B

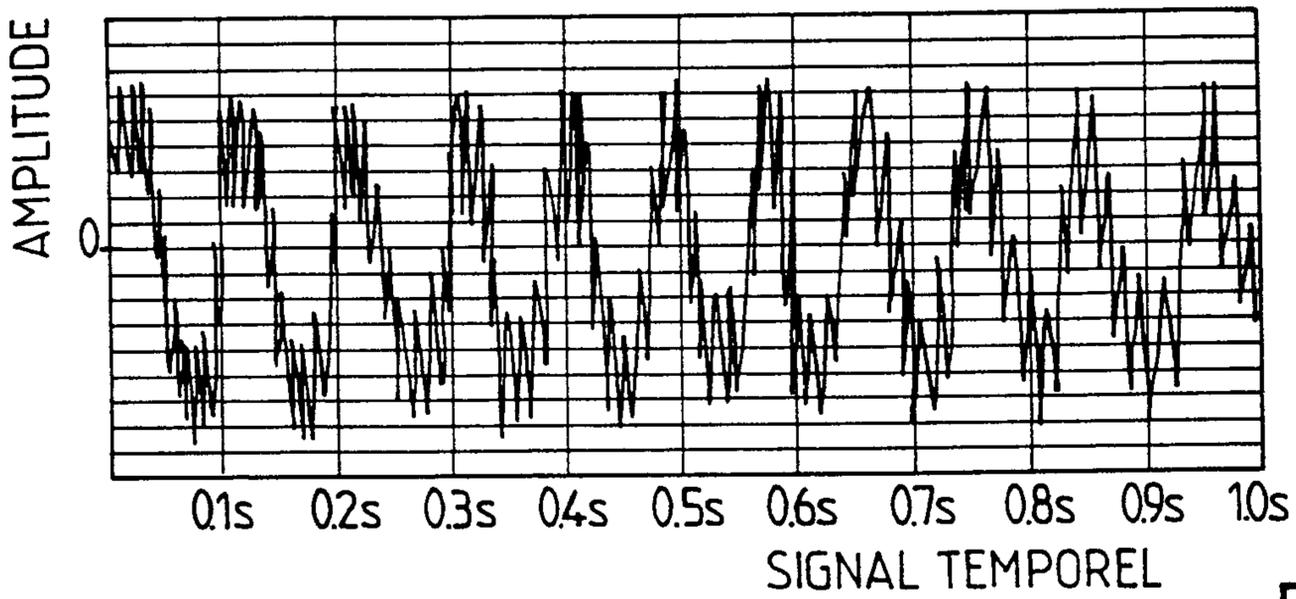


FIG.3A

3/6

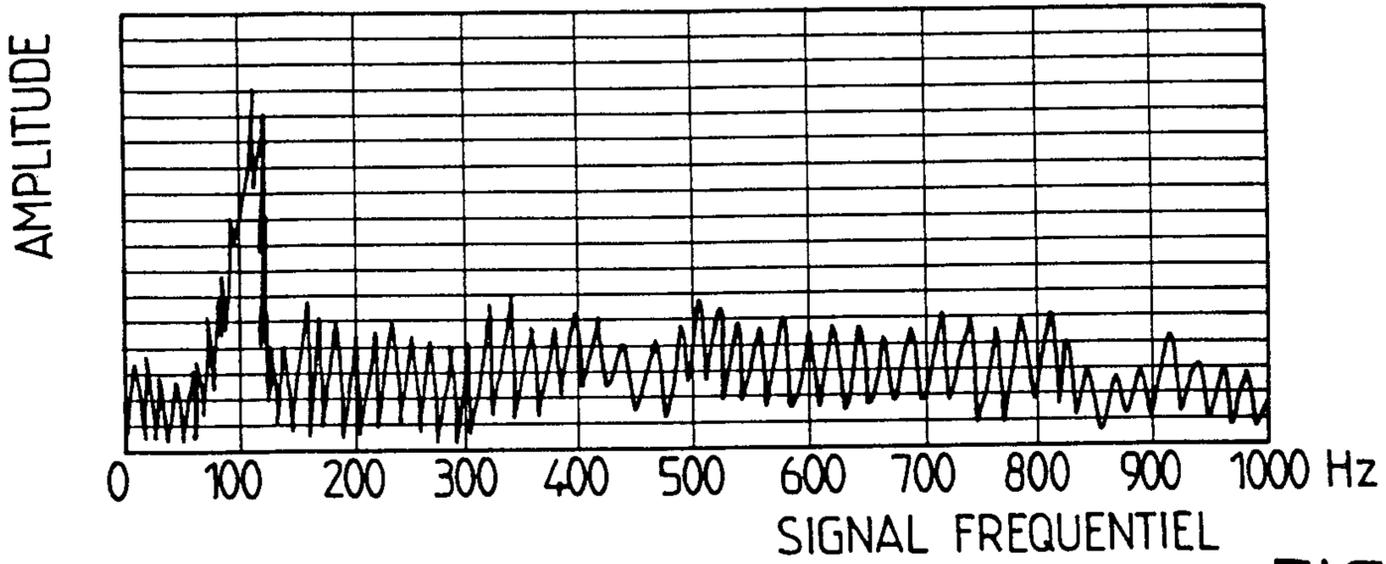


FIG. 3B

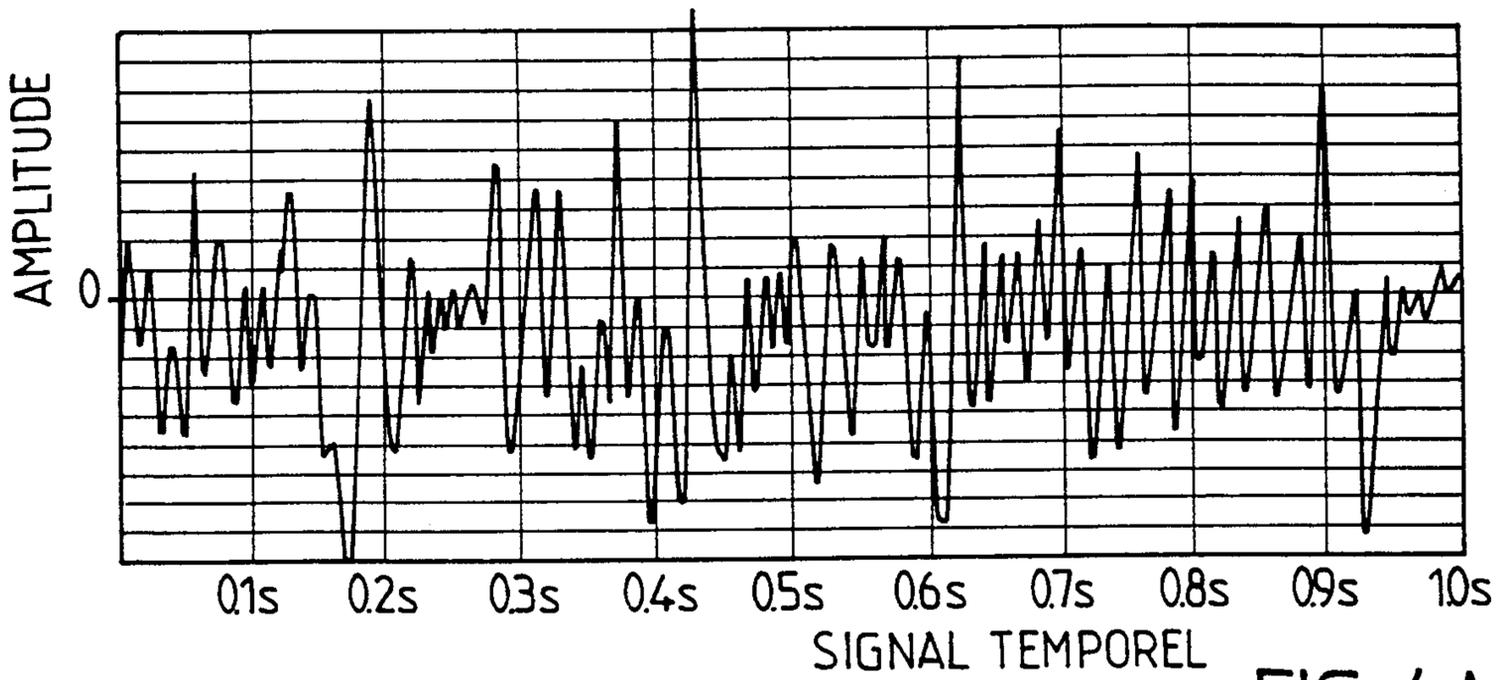


FIG. 4A

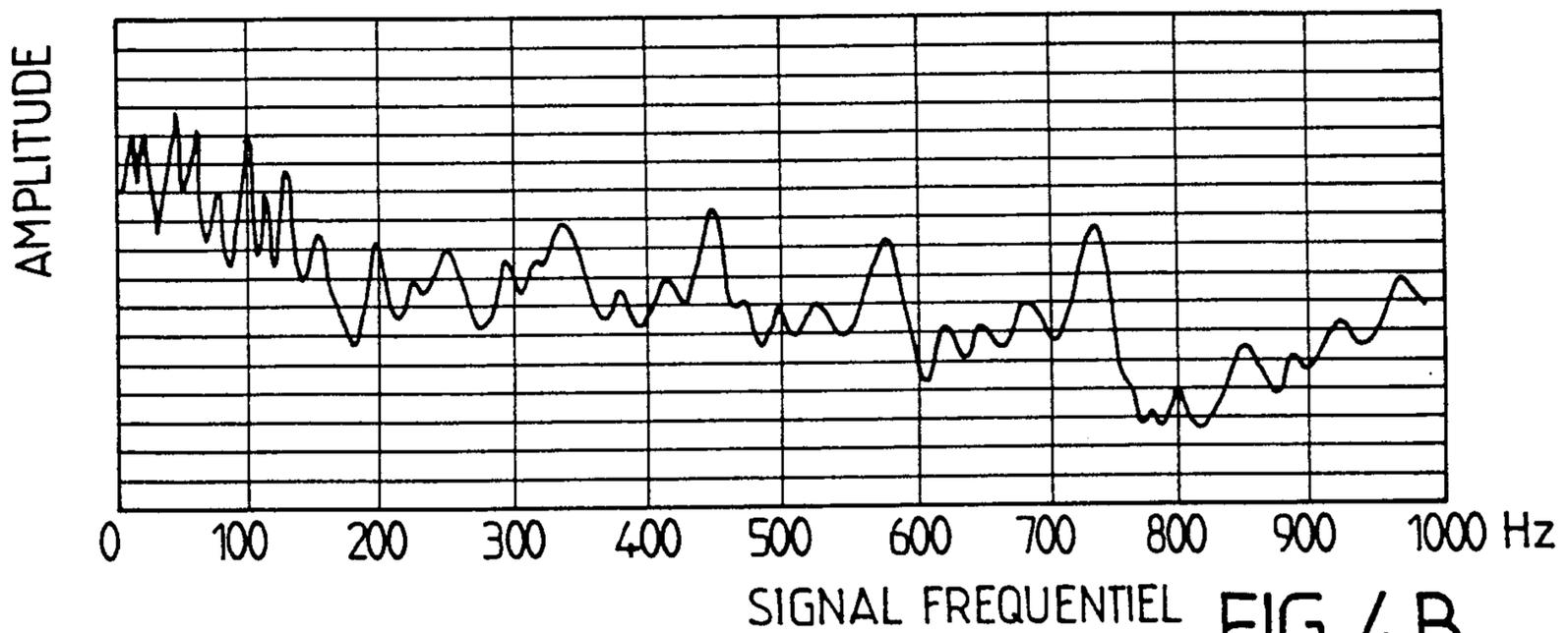


FIG. 4B

4/6

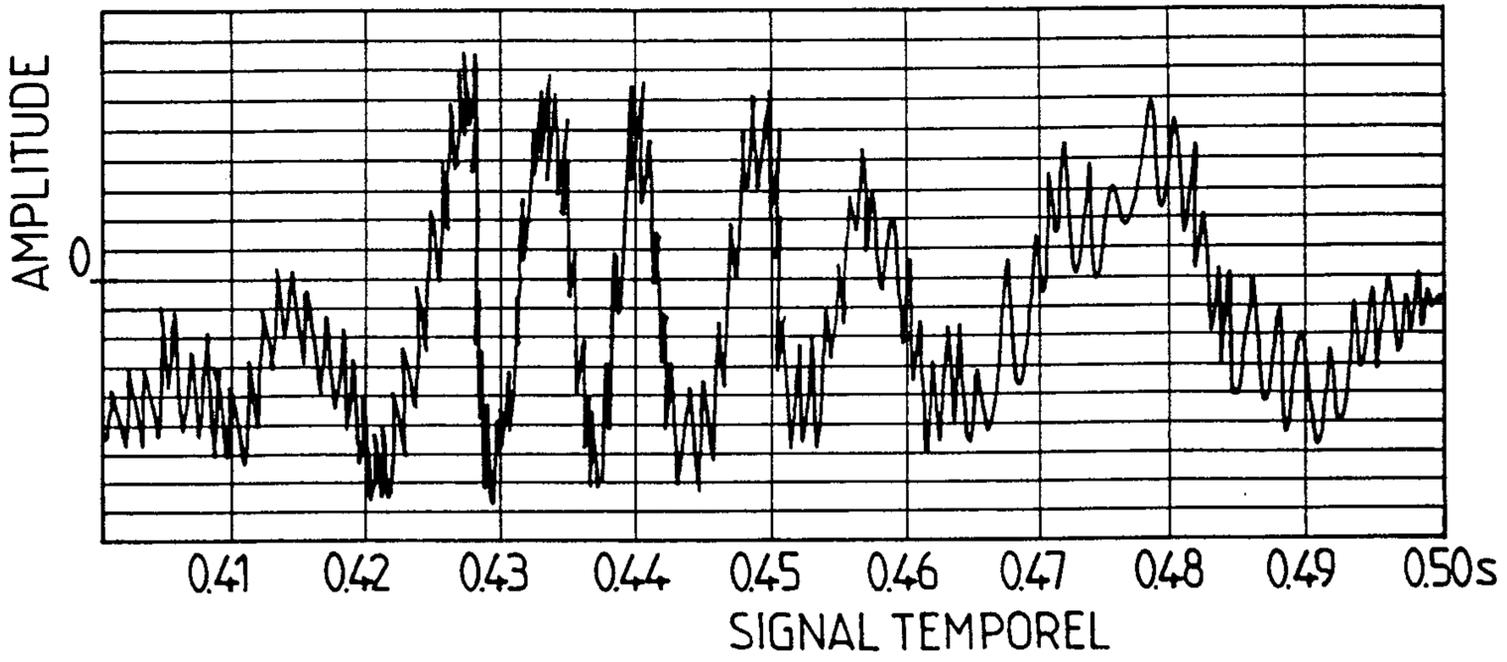


FIG.5A

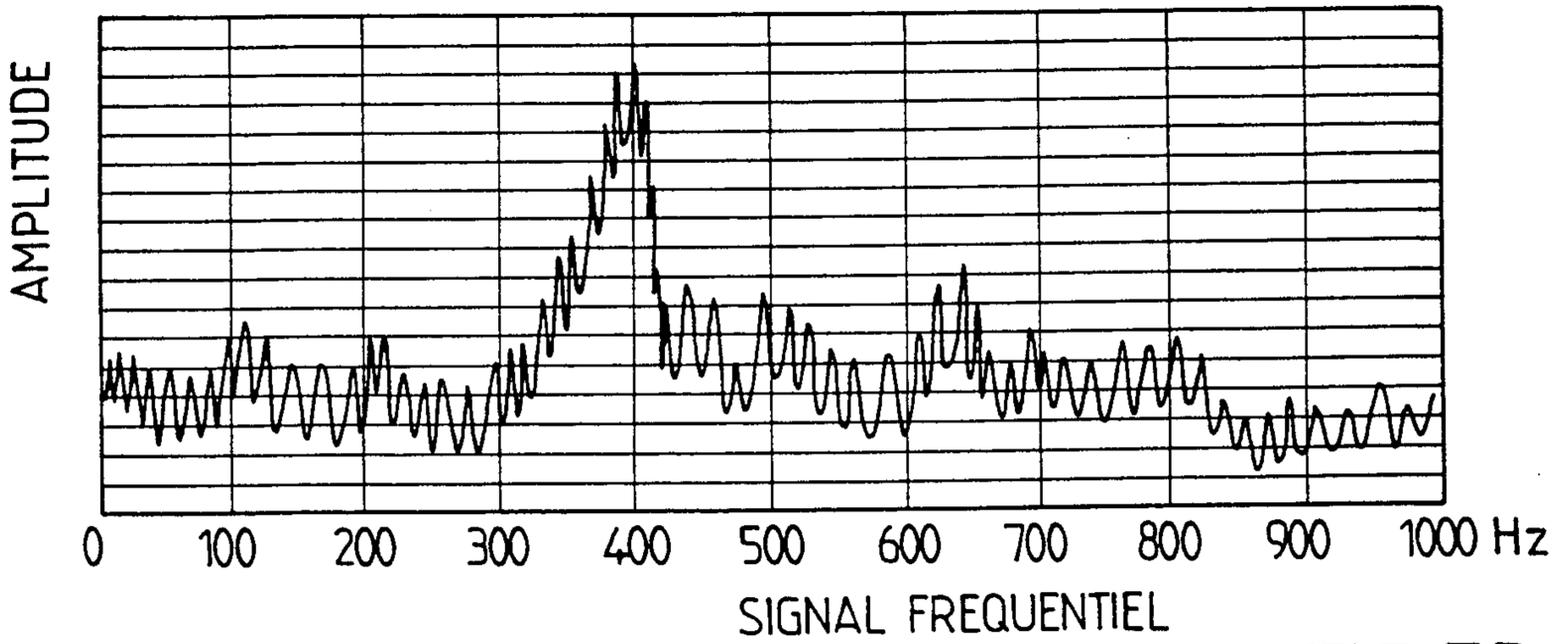


FIG.5B

5/6

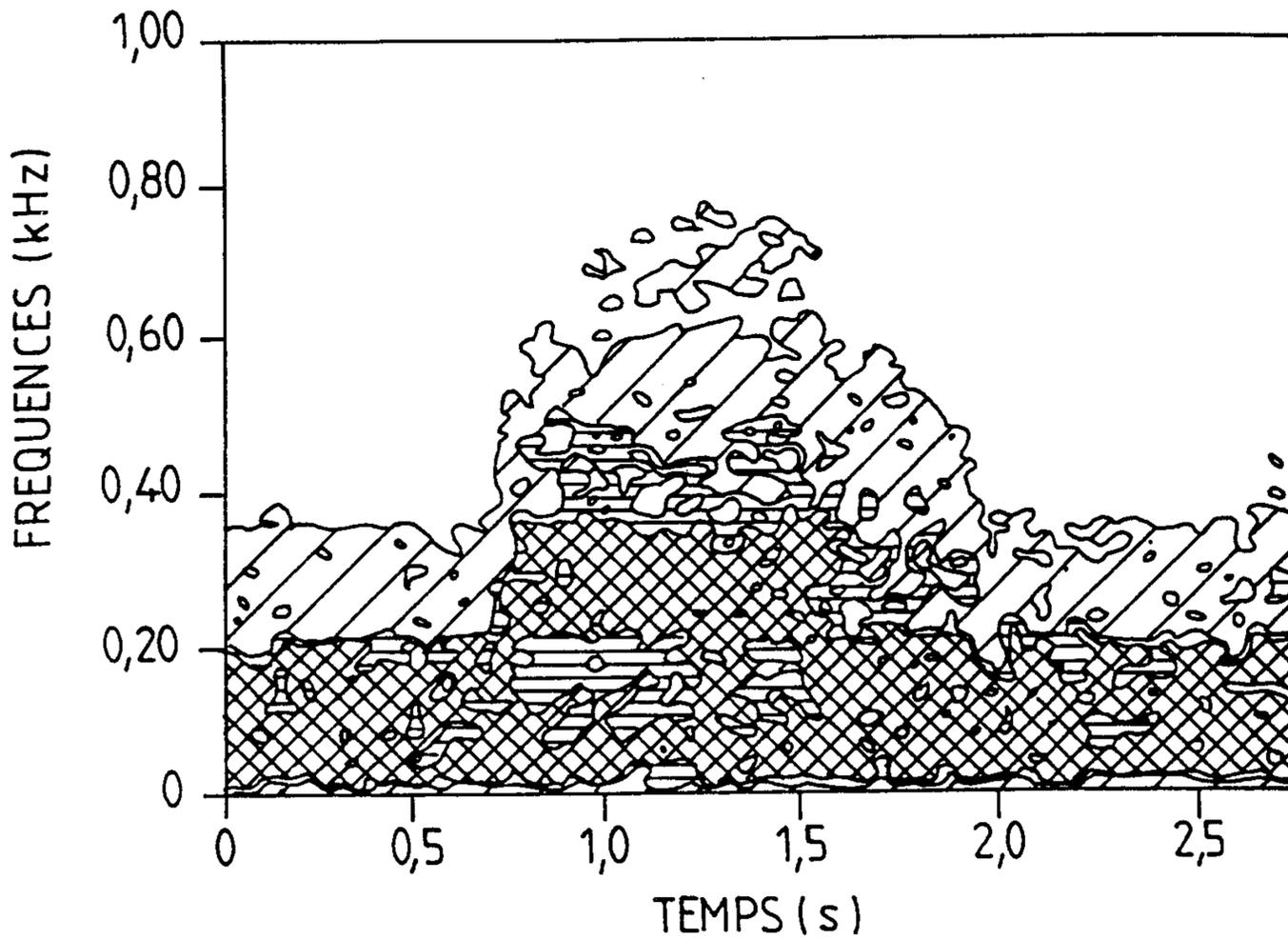


FIG.6

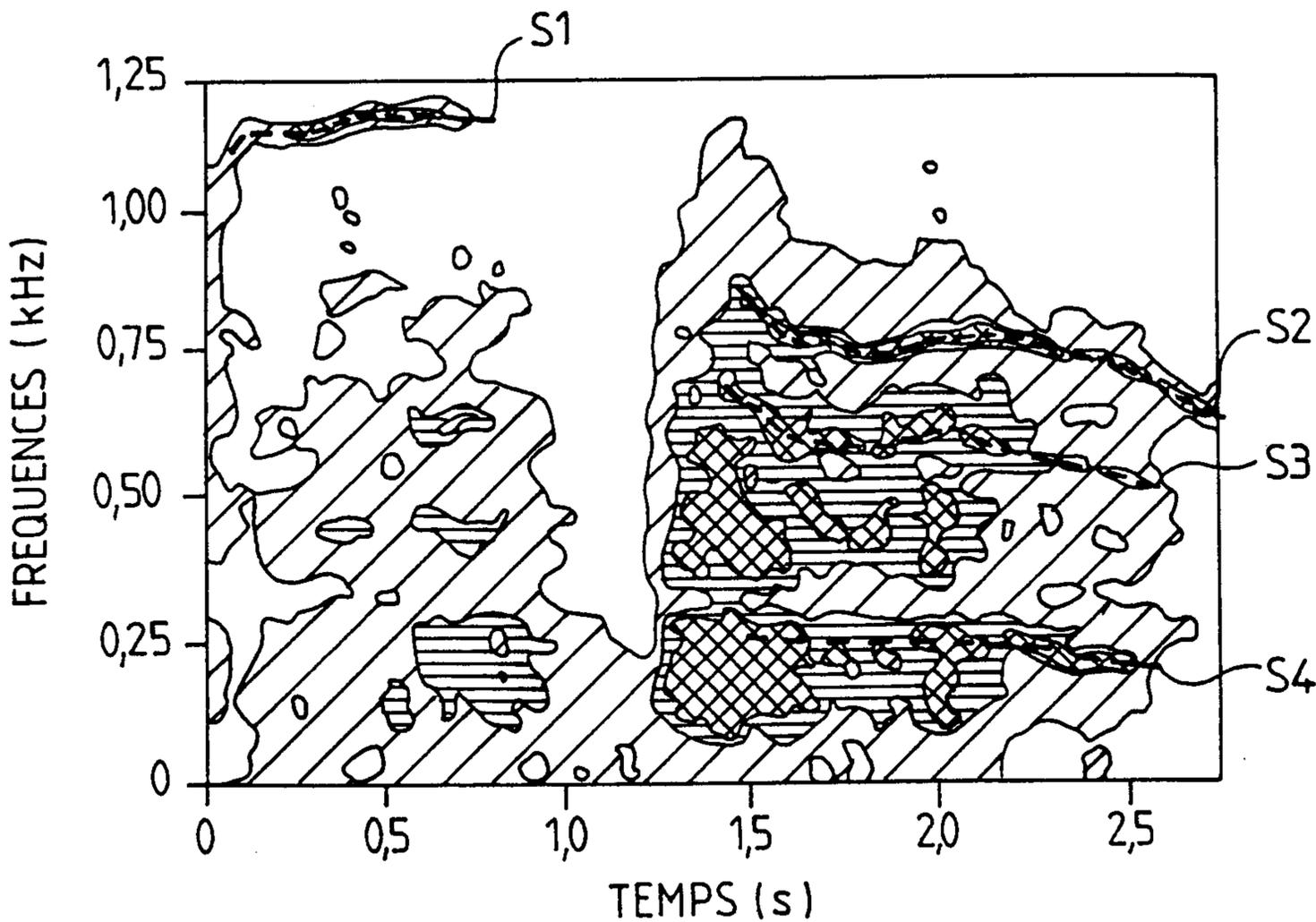


FIG.7

6/6

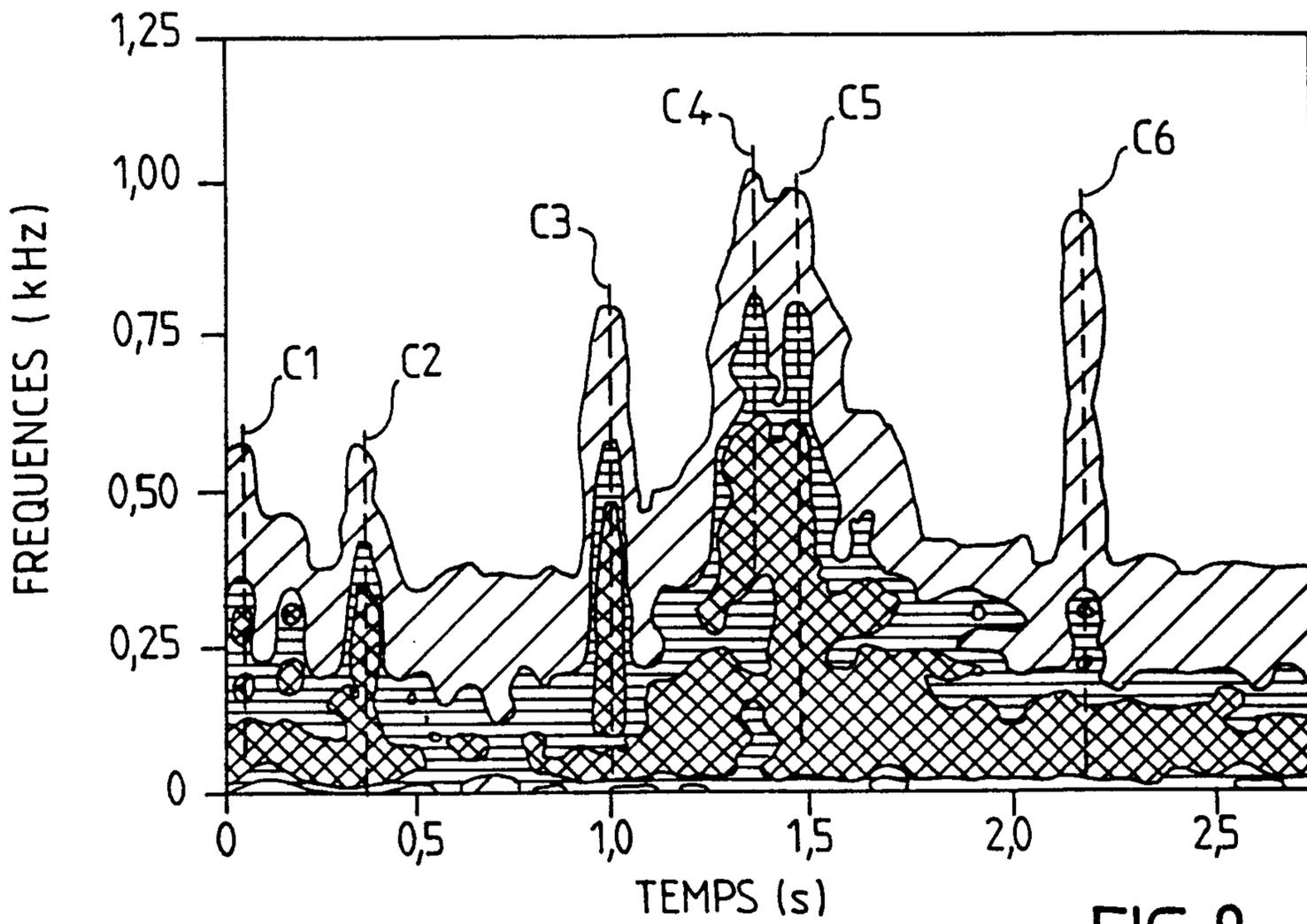


FIG.8

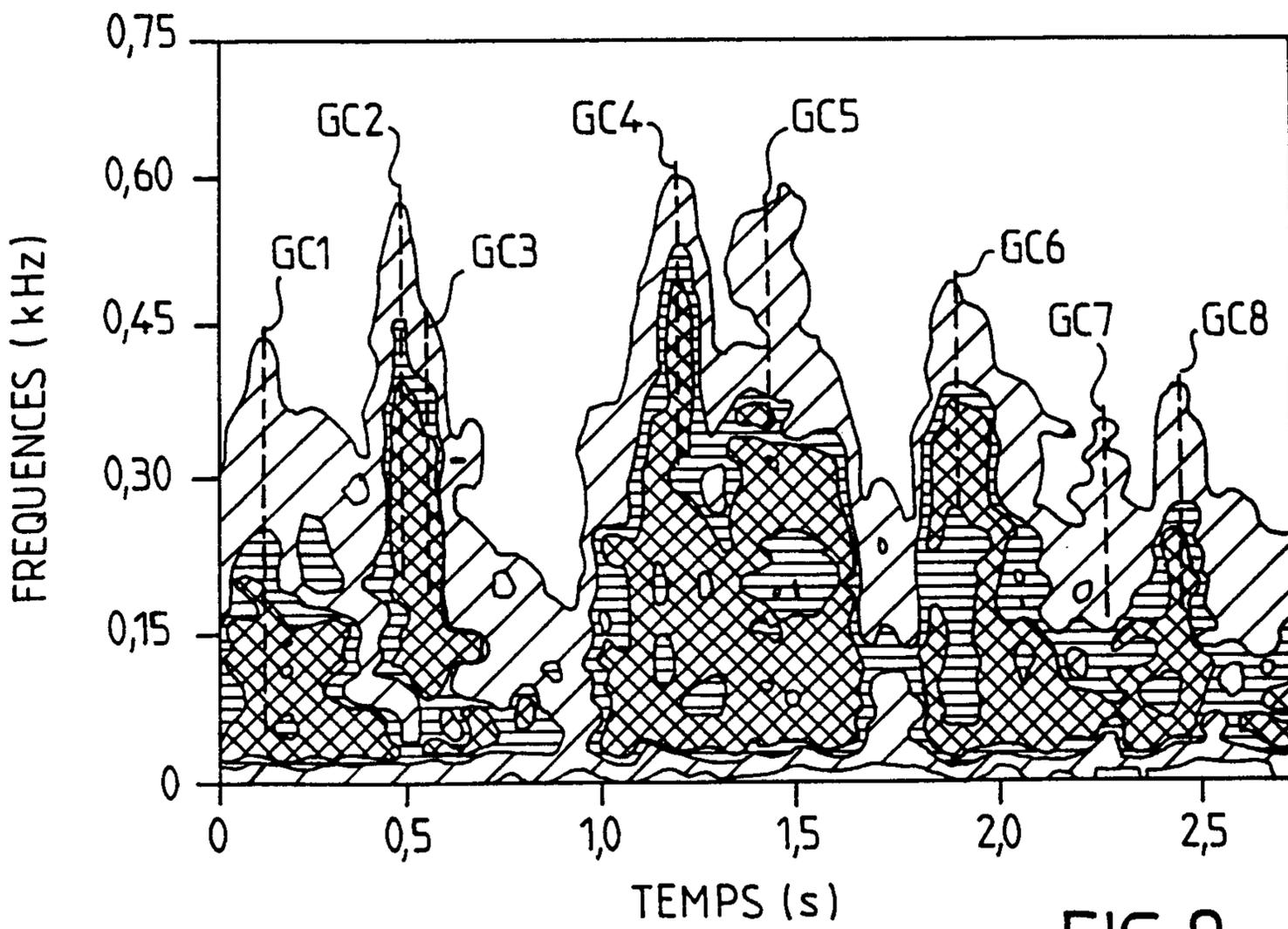


FIG.9

