



(51) Classification internationale des brevets :
A61B 5/08 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/087 (2006.01)

(21) Numéro de la demande internationale :
PCT/EP2014/066438

(22) Date de dépôt international :
30 juillet 2014 (30.07.2014)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :
1357569 31 juillet 2013 (31.07.2013) FR

(71) Déposant : UNIVERSITÉ DU SUD - TOULON - VAR
[FR/FR]; Avenue de l'Université - BP20132, F-83957 La
Garde Cedex (FR).

(72) Inventeurs : ARLOTTO, Philippe Jean Bernard; 1948
Chemin Saint Lazare, F-83400 HYERES (FR). GRIMAL-
DI, Michel; 3 rue Poncet, F-83100 TOULON (FR). GI-
NOUX, Jean-Marc; Résidence Sainte Philomène, 125 bd
Grignan, F-83000 TOULON (FR). GINOUX NAECK,
Roomila; 125 bd Grignan, F-83000 TOULON (FR).

(74) Mandataire : HAUTIER, Nicolas; Cabinet Hautier, 20
Rue De La Liberté, F-06000 Nice (FR).

(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre
de protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM,
AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY,
BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM,
DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR,
KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME,
MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ,
OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA,
SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM,
TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM,
ZW.

(84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre
de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH,
GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ,
UG, ZM, ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ,
TM), européen (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK,
EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV,
MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM,
TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW,
KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Publiée :

— avec rapport de recherche internationale (Art. 21(3))

(54) Title : METHOD AND SYSTEM FOR IDENTIFYING A RESPIRATORY ACTIVITY

(54) Titre : PROCÉDÉ ET SYSTÈME D'IDENTIFICATION D'UNE ACTIVITÉ RESPIRATOIRE

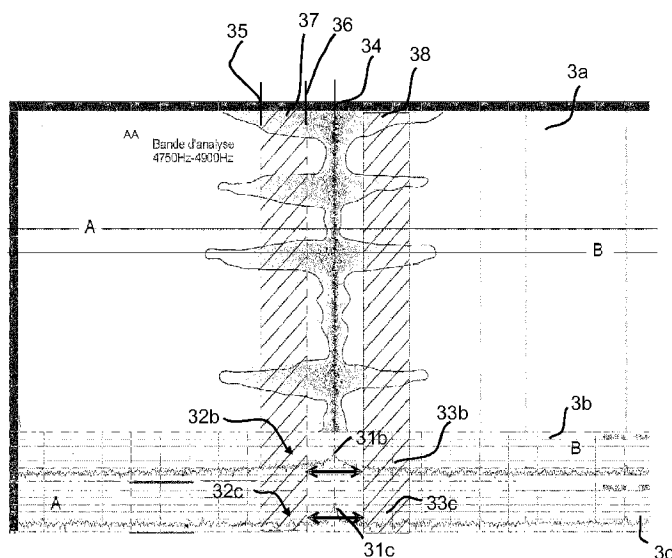


Figure 3

AA Analysis band

(57) Abstract : One aspect of the invention relates to a method for identifying a respiratory activity of a subject (101) comprising: - the emission, by at least one transmitter (110, 2.1, ..., 2.x), of acoustic waves toward the nose and/or mouth of the subject (101), - the reception, by at least one sensor (111, 3.1, ..., 3.x), of acoustic waves passing through a flow of air exhaled through the nose and/or mouth of the subject (101) and, in response, the generating of a received analogue signal, - the digitisation of the received analogue signal to form a received digital signal, characterised in that the acoustic waves emitted by a same transmitter (110, 2.1, ..., 2.x) are single-frequency, and in that it comprises the following steps: - monitoring the frequency composition of the received signal over time, - identifying an exhalation by the subject: when, over time, a variation is detected in the power of the received signal greater than 1 dB in a predetermined frequency band (38, 37); or by pattern recognition reflecting the frequency composition of the received signal.

(57) Abrégé :

[Suite sur la page suivante]



Un aspect de l'invention porte sur un procédé d'identification d'une activité respiratoire d'un sujet (101) comprenant : - l'émission, par au moins un émetteur (110, 2.1,..., 2.x), d'ondes acoustiques en direction du nez et/ou de la bouche du sujet (101), - la réception, par au moins un capteur (111, 3.1,..., 3.x), d'ondes acoustiques traversant un flux d'air expiré par le nez et/ou la bouche du sujet (101), et en réponse, la génération d'un signal reçu analogique, - la numérisation du signal reçu analogique pour former un signal reçu numérique, caractérisé en ce que les ondes acoustiques émises par un même émetteur (110, 2.1,..., 2.x) sont mono-fréquentielles, et en ce qu'il comprend les étapes suivantes: - suivi de la composition fréquentielle du signal reçu au cours du temps, - identification d'une expiration du sujet : lorsque, au cours du temps on détecte une variation de la puissance du signal reçu supérieure à 1 dB dans une bande de fréquence prédéterminée (38, 37); ou par reconnaissance de formes reflétant la composition fréquentielle du signal reçu.

5

10

15 « Procédé et système d'identification d'une activité respiratoire »

20 DOMAINE TECHNIQUE DE L'INVENTION

L'invention concerne le domaine de l'identification de l'activité respiratoire. Elle trouve pour application particulièrement avantageuse mais non limitative le domaine de la caractérisation de l'activité respiratoire d'un sujet pendant son sommeil et sans contact avec ce dernier. Elle trouve également pour application avantageuse, la surveillance de l'activité respiratoire des nourrissons ou encore le domaine de la

25 détection d'une présence humaine.

ÉTAT DE LA TECHNIQUE

La respiration est une fonction vitale de l'homme et de la plupart des animaux.

30 Pouvoir la surveiller et la caractériser en temps réel, et de façon autonome, présente un intérêt sans équivoque.

Au cours de ces dernières années, différentes méthodes ont été développées pour détecter la respiration humaine et permettre le dépistage de certaines pathologies

35 comme le syndrome d'apnées / hypopnées obstructives du sommeil (SAHOS) qui affecte des dizaines de millions de personnes à travers le monde.

Dans de nombreuses solutions permettant le diagnostic de SAHOS par exemple, le débit respiratoire est évalué au niveau buccal par une thermistance ou thermocouple et au niveau nasal au moyen d'une canule. Cette solution présente plusieurs
5 inconvénients. La sensibilité imparfaite de la thermistance pour la reconnaissance des hypopnées tend à sous-estimer le seuil d'apnées / hypopnées à partir duquel apparaissent les symptômes classiques de SAHOS. Par ailleurs, la canule nasale perturbe significativement le sommeil du patient et fausse par conséquent la mesure ainsi que le diagnostic final. En outre, si le patient est enrhumé, la respiration par le
10 nez peut être difficile voire impossible ce qui empêche le fonctionnement de cette technique.

Pour résoudre ce problème plusieurs dispositifs de détection « sans contact » de la respiration humaine ont été proposés.

Certains de ces dispositifs ont été spécifiquement développés pour détecter le
15 « syndrome de mort subite du nourrisson ». Ainsi, le document US4350166, intitulé « Apnea Detector », est basé sur l'utilisation d'une caméra infrarouge. Il présente comme inconvénient de nécessiter une immobilité quasi-totale du nourrisson pour obtenir une efficacité maximum. Depuis, il a été proposé d'autres solutions basées sur le même principe et reposant sur l'analyse d'une image obtenue par une caméra
20 infrarouge.

On peut citer pour mémoire les documents suivants : US5704367 intitulé "*Respiration monitor for monitoring respiration based upon an image signal of a facial region*", DE102004033907 intitulé "*Device for monitoring a patient with regard to the breathing and/or snoring comprises an infrared camera with an infrared lamp and a microphone*" ou encore "*apnea detection system*" (2008) publié sous le numéro JP2009183560.

Dans la plupart des cas, les mouvements du patient durant son sommeil vont rendre très difficile, voire impossible, la détection de sa respiration. De plus, le traitement de l'image 3D demeure complexe et délicat. Enfin, les dispositifs mettant en
30 œuvre des caméras ou détecteurs infrarouges pour la bande spectrale considérée induisent des coûts aujourd'hui encore très élevés.

Parallèlement, une autre technique a fait l'objet de nombreuses recherches : la détection de la respiration humaine par ultrasons. Ainsi, un dispositif appelé « *Infant respiratory monitor* » déposé en 1984 a été publié sous la référence GB2164773. Ce
35 dispositif concerne un contrôleur respiratoire pour nourrisson utilisant l'effet Doppler pour ultrasons envoyés sur le thorax ou le corps. L'effet Doppler permet de détecter les

mouvements du thorax, ce qui peut refléter une activité respiratoire. Depuis d'autres solutions ont été proposées sur ce principe.

Une autre solution basée sur la détection des mouvements du corps est décrite dans le document EP1614381. Dans cette solution, il est nécessaire que le sujet soit
5 enfermé dans un volume fermé dont les dimensions ne sont pas trop grandes par rapport au sujet comme par exemple le compartiment passager d'un véhicule, ce qui limite les applications possibles de cette solution.

Ce type de solutions présente de sérieux inconvénients. En effet, il se base sur la
10 détection des mouvements du thorax, ou du corps, induits par la respiration. Or, ces mouvements sont combinés et perturbés par les autres mouvements du corps, et peuvent ne pas garantir à eux seuls l'activité respiratoire. Par exemple dans le cas d'apnée obstructive du sommeil, le sujet continue à effectuer des mouvements thoraciques sans pour autant parvenir à respirer normalement. Les méthodes basées
15 sur la seule détection des mouvements sont alors inopérantes et ont du mal à discriminer cette situation d'une respiration normale.

Une autre solution consiste à essayer de détecter directement le flux d'air généré par l'individu. A cet effet, deux détecteurs d'ultrasons sont placés à des distances
20 différentes de la tête de la personne pour recevoir des ultrasons envoyés au niveau du nez et de la bouche de l'individu. La caractérisation de l'activité respiratoire est ensuite basée sur l'analyse de la différence de temps de propagation ou du déphasage entre les signaux ultrasons renvoyés par le visage de l'utilisateur.

Ces méthodes s'avèrent complexes et délicates à mettre en œuvre car la
25 variation de vitesse ou de phase est relativement faible. Leur précision est alors limitée et requiert tout de même une installation complexe.

Ainsi, il serait particulièrement avantageux de disposer d'une solution qui permette de résoudre tout ou partie des inconvénients des systèmes connus. En
30 particulier, il serait utile de pouvoir identifier de manière fiable l'activité respiratoire d'un individu, sans gêner cet individu, et tout en présentant une complexité limitée.

La présente invention vise à atteindre cet objectif.

RÉSUMÉ DE L'INVENTION

35 Pour atteindre cet objectif, un aspect de la présente invention concerne un procédé d'identification d'une activité respiratoire d'un sujet comprenant :

- l'émission, par au moins un émetteur, d'ondes acoustiques en direction du nez et/ou de la bouche du sujet,
- la réception, par au moins un capteur d'ondes acoustiques traversant un flux d'air expiré par le nez et/ou la bouche visage du sujet après avoir été émises par ledit au moins un émetteur, et en réponse, la génération d'un signal reçu analogique,
- numérisation du signal reçu analogique pour former un signal reçu numérique.

Afin de détecter les respirations du sujet, l'invention prévoit une analyse de la composition en fréquence du signal ultrasonore reçu.

10

De manière préférée, le procédé comprend une étape de suivi de la composition fréquentielle du signal reçu au cours du temps. De manière préférée, le procédé comprend une étape d'identification d'une expiration du sujet : lorsque, au cours du temps on détecte une variation de la puissance du signal reçu supérieure à 1dB dans une bande de fréquence prédéterminée ; ou par reconnaissance de formes reflétant la composition fréquentielle du signal reçu.

15

Ainsi, l'invention analyse directement le flux d'air expiré contrairement aux méthodes indirectes basées sur les mouvements thoraciques. Elle permet d'éviter tout contact avec le sujet dont la respiration doit être surveillée. En outre cette analyse n'est pas perceptible par le sujet. L'invention se base sur l'analyse des variations de caractéristiques des signaux ultra sonores dues à la modification du milieu de propagation induite par le flux respiratoire.

20

Dans le cadre du développement de la présente invention, il a été découvert que la respiration génère une signature fréquentielle très caractéristique.

25

Cette signature est clairement identifiable par rapport aux perturbations de l'environnement, causées par exemple par les mouvements du sujet.

Autrement dit, les réponses spectrales des deux effets, respiration et mouvement du patient, sont suffisamment différentes pour pouvoir envisager de les séparer. En effet, les échos dus aux mouvements du sujet présentent une cohérence spectrale tandis que les effets de la respiration se traduisent par un élargissement spectral. La discrimination entre les mouvements du sujet et l'expiration est faite en fonction de l'absence ou de la présence de cette signature particulière dans le signal reçu.

30

En représentant le spectre du signal sur un graphe déroulant temps/fréquence on voit parfaitement apparaître les variations dues à la respiration du sujet : à chaque expiration correspond l'apparition d'un signal autour de la fréquence centrale du signal

35

reçu. Autrement dit, l'expiration fait apparaître de l'énergie dans une bande de fréquence proche mais ne comprenant pas la fréquence centrale du signal reçu ou fait apparaître une augmentation d'énergie dans une bande de fréquence englobant la fréquence centrale du signal reçu. Cela permet de déterminer aisément et de manière

5 fiable les paramètres de l'activité respiratoire tels que notamment le temps entre les expirations et l'amplitude relative de l'expiration.

Puisqu'elle permet de discriminer distinctement les perturbations acoustiques dues aux mouvements et dues à la respiration, l'invention s'avère particulièrement

10 efficace, notamment pour caractériser l'apnée du sommeil chez les patients qui bougent fortement durant leur sommeil, tels que les enfants souffrant d'obésité.

De manière avantageuse, l'invention ne nécessite pas que le sujet soit enfermé dans un volume fermé comme c'est le cas dans de nombreuses solutions qui ne fonctionnent que si le sujet est enfermé dans un volume fermé dont les dimensions ne

15 sont pas trop grandes par rapport au sujet comme par exemple le compartiment passager d'un véhicule. L'invention peut parfaitement fonctionner dans un volume ouvert puisque seules les turbulences des flux d'air autour du nez et la bouche sont analysées, les ondes ultrasoniques étant dirigées vers cette zone

En outre, l'invention permet aussi la détection continue de la respiration qu'elle soit nasale, buccale ou mixte ce qui n'est pas le cas d'autres dispositifs tels que la canule nasale par exemple.

20

Dans le cas d'une application d'aide au diagnostic de l'apnée du sommeil ou de la surveillance d'un patient, l'invention permet de surveiller le patient quelle que soit sa

25 position dans le lit en utilisant plusieurs capteurs en procédant à une fusion adaptée des diverses mesures.

En outre, la détection de respirations peut permettre de déduire la présence d'une personne à un endroit donné. L'invention permet ainsi d'améliorer la sécurité de

30 certaines applications, par exemple pour vérifier la présence d'un conducteur à un poste de conduite.

Par ailleurs, la mise en œuvre du procédé selon l'invention est particulièrement simple et peu onéreuse. On obtiendra des résultats parfaitement satisfaisants avec des

35 équipements conventionnels et une installation relativement rapide. L'invention est ainsi très avantageuse en termes de coût et de simplicité d'installation par rapport à

des solutions qui seraient basées sur une comparaison des phases des ondes émises dans deux sens différents sur un même chemin acoustique.

En outre, pour une zone donnée de recherche, l'invention permet d'obtenir de
5 bons résultats tout en ne nécessitant qu'un seul émetteur et un seul capteur. L'invention permet ainsi de limiter les équipements nécessaires. Pour couvrir une large zone de détection, le nombre d'éléments à dupliquer reste donc limité.

Avant d'entamer une revue détaillée de modes de réalisation de l'invention, sont
10 énoncées ci-après des caractéristiques optionnelles qui peuvent éventuellement être utilisées en association ou alternativement :

Selon un mode de réalisation avantageux, les ondes acoustiques traversant le flux d'air provenant du nez et/ou de la bouche du sujet sont des ondes réfléchies par le
15 visage et plus précisément par le nez et/ou la bouche du sujet. Une partie au moins des ondes émises par l'émetteur parvient ainsi au capteur après réflexion sur le visage du patient. A proximité de cette réflexion, le flux d'air expiré par le patient perturbe les ondes. Ce mode de réalisation a pour avantage d'être simple à mettre en œuvre. Il ne nécessite pas un positionnement très précis et complexe des capteur(s) et émetteur(s).

20 Alternativement, les ondes acoustiques traversant le flux d'air provenant du nez et/ou de la bouche du sujet sont des ondes non réfléchies par le nez et/ou la bouche du sujet. Ces ondes sont alors émises par un émetteur et reçues directement, c'est-à-dire sans réflexion intermédiaire, par un capteur. Ces ondes acoustiques non réfléchies se trouvent néanmoins perturbées lors de leur passage à travers le flux d'air expiré.
25 Lorsque le sujet de respire pas, elles ne sont pas perturbées.

L'invention permet ainsi d'analyser la composition en fréquence du signal ultra sonore reçu.

La respiration est détectée dans une bande de fréquence éloignée de la fréquence du signal émis.

30 Les solutions basées sur une détection des mouvements du sujet exploitent principalement la variation de l'amplitude du signal reçu, et donc ne dépendent quasiment pas de la fréquence des signaux sonores émis. Les fréquences mentionnées dans ces solutions sont des fréquences de variation de l'amplitude du signal reçu et ne représentent pas une déformation spectrale comme c'est le cas dans
35 notre procédé.

Le procédé selon l'invention utilise la déformation du spectre du signal des ondes acoustiques pour détecter les respirations.

- Avantageusement, l'identification d'une expiration du sujet est effectuée par une reconnaissance supervisée ou non supervisée de motifs (pattern matching) dans le plan temps/fréquence. Cette reconnaissance peut être effectuée suivant le principe apprentissage/classification. Le classifieur peut être par exemple, un réseau de neurones ou un SVM, acronyme de support vector machine, qui signifie en français machines à vecteurs de support.
- Alternativement, l'identification d'une expiration du sujet est effectuée par détection d'une augmentation d'au moins 1 décibel de la puissance du signal obtenu par filtrage fréquentiel du signal reçu au cours d'une période d'au moins 0.5 seconde. Afin de limiter les risques de fausses alertes, le seuil de détection est de préférence de 2 dB et de préférence de 3 dB et de préférence de 5 dB et de préférence de 8 dB. Avantageusement il sera d'au moins 10 dB. Le filtrage fréquentiel peut être un filtre réjecteur centré sur la fréquence centrale du signal émis, ou l'une de ces harmoniques, éventuellement complété par un filtrage passe bande dont la fréquence centrale est légèrement décalée par rapport à la fréquence centrale du signal reçu et, selon un mode de réalisation particulier, complété par un filtrage passe bande d'une largeur d'environ 100 à 400 Hz, de préférence 100 à 200 Hz et décalé d'environ 100Hz par rapport à la fréquence émise pour une fréquence d'ultrason émise de 40kHz ou complété,
- .De manière à éviter des détections de respiration intempestives lors du mouvement du sujet, on peut ajuster la fréquence centrale du filtrage sur la fréquence pour laquelle le signal reçu est maximal. On peut aussi utiliser un filtre adapté pour maximiser le rapport signal sur bruit.
- Alternativement, l'identification d'une expiration du sujet est effectuée par détection d'un élargissement supérieur à 40% du spectre fréquentiel du signal reçu au cours d'une période d'au moins 0.5 seconde.
- Alternativement, l'identification d'une expiration du sujet est effectuée par détection d'une augmentation du niveau d'au moins 5, et de préférence d'au moins 8 et de préférence d'au moins 10dB à plus et/ou moins 0.3% de la fréquence centrale, c'est-à-dire la fréquence du signal reçu pour laquelle le niveau est maximal et ce pendant une période d'au moins 0.5 seconde.
- Alternativement, l'identification d'une expiration du sujet est effectuée par détection d'une diminution d'au moins 30% de l'amplitude ou de la valeur efficace du

signal reçu au cours d'une période d'au moins 1 seconde. Cette dernière méthode très simple est plus sujette aux fausses détections dues à des mouvements du sujet.

Toutes les valeurs de pourcentage et de temps sont données à titre d'exemple. Il convient d'ajuster ces valeurs en fonction des objectifs de taux de non détection et de
5 taux de fausses alarmes souhaités. Les valeurs sont données ici pour une onde ultra-sonore incidente de 40kHz.

Selon un mode de réalisation, ladite bande de fréquence prédéterminée, à l'intérieur de laquelle on détecte une variation de la puissance du signal reçu est une
10 bande de fréquence comprenant la fréquence centrale du signal reçu.

Alternativement et de préférence, ladite bande de fréquence prédéterminée, ne comprend pas la fréquence centrale du signal reçu. Cela permet de ne pas contenir les signaux reçus directement de l'émetteur et n'ayant pas été réfléchis par le visage
15 du sujet. En outre, en écartant de ladite bande de fréquence prédéterminée de la fréquence centrale, on évite de prendre en compte les signaux reflétant les mouvements du sujet, ces signaux étant concentrés dans une bande de fréquence proche de la fréquence centrale.

De préférence, ladite bande de fréquence prédéterminée présente une largeur
20 d'au moins 0.3% de la fréquence centrale du signal reçu. De préférence, cette largeur est d'au moins 0.5% et de préférence comprise entre 0.3 et 1% de la fréquence centrale du signal reçu.

De préférence, ladite bande de fréquence prédéterminée est éloignée de la fréquence centrale du signal reçu d'au moins 0.2% de cette fréquence centrale. Ainsi,
25 si par exemple pour une onde incidente émise à 40kHz et pour une fréquence centrale reçue ramenée autour de 5000Hz par changement de fréquence, la bande de fréquence de détection a pour borne supérieure 4900Hz. De manière alternative, si par exemple la fréquence centrale est de 5000Hz, la bande de fréquence de détection a pour borne inférieure 5100Hz. Avantagusement, cela permet de conserver dans la
30 bande de fréquence de détection uniquement les variations d'énergie dues aux expirations et de conserver hors de la bande de fréquence de détection les variations d'énergie dues aux mouvements du sujet.

De préférence, ladite bande de fréquence prédéterminée est éloignée de la
35 fréquence centrale du signal reçu d'au moins 0.4% de cette fréquence centrale. Cela permet de limiter les risques de détection de fausses expirations.

Avantageusement la génération le signal reçu analogique est basée uniquement sur les ondes acoustiques traversant le flux d'air expiré par le nez et/ou la bouche visage du sujet.

5

Selon un mode de réalisation, l'identification de l'expiration du sujet comprend la fourniture, à l'aide d'une unité de visualisation, d'une représentation visuelle de la répartition temps/fréquence du signal reçu.

10 Selon un mode de réalisation, ladite représentation visuelle est le spectre des fréquences du signal reçu numérique à un instant donné. Lorsque la variation dans le temps de la puissance du signal dépasse un seuil, on en déduit la présence d'une expiration. Alternativement, ladite représentation visuelle représente l'évolution de la largeur de la bande passante du signal reçu numérique en fonction du temps. Lorsque cette largeur dépasse un seuil, on en déduit la présence d'une expiration.

15 Alternativement, la dite représentation visuelle est une courbe représentant l'évolution temporelle de la puissance reçue dans une bande de fréquence prédéterminée telle décrite précédemment. Lorsque cette courbe présente un niveau constant pendant un intervalle de temps de l'ordre de 30 secondes à une minute, on peut en déduire la présence d'une apnée. La fréquence fondamentale moyennée sur une ou plusieurs

20 minutes donne la fréquence respiratoire moyenne sur cet intervalle de temps.

Selon ce mode de réalisation, l'identification de l'expiration du sujet est effectuée par un opérateur.

25 Selon un mode de réalisation, l'identification de l'expiration du sujet est effectuée de manière automatique par un algorithme. De préférence, par une reconnaissance de profils fonction de la fréquence du signal.

Selon un mode de réalisation on génère un signal dit de forts mouvements, la génération de ce signal de forts mouvements comprenant le filtrage du signal reçu pour

30 ne conserver que les composantes reçues dans au moins une zone et de préférence deux zones situées de part et d'autre de la fréquence centrale du signal reçu et ne comprenant pas la fréquence centrale du signal reçu. Avantageusement, lorsque l'on détecte dans cette ou ces zones une augmentation, supérieure à un seuil prédéterminé, on considère que le signal de respiration est invalide, le seuil

35 prédéterminé étant supérieur ou égal à 30% de la valeur moyenne du signal de forts mouvements.

Selon une variante avantageuse, la génération du signal de forts mouvements comprend le filtrage du signal reçu pour ne conserver que les composantes reçues dans au moins deux zones présentant une largeur d'environ 10 à 15Hz et situées à environ plus et moins 15 à 20Hz de part et d'autre de la fréquence centrale du signal reçu.

Selon une variante avantageuse, le seuil prédéterminé est supérieur ou égal à 50% de la valeur moyenne du signal de forts mouvements calculée sur un période glissante de 30 secondes à une minute.

10

A l'aide d'une des méthodes décrites auparavant, on note les instants moyens où une expiration est détectée. On peut en déduire ainsi la fréquence respiratoire moyenne sur une période de référence glissante de l'ordre par exemple de 30 secondes à une minute par exemple en prenant l'inverse de la moyenne des intervalles entre deux expirations successives pendant la période de référence.

15

On peut alors émettre une alarme (ou indiquer à un opérateur selon les applications), lorsque les intervalles entre les instants d'expiration s'écartent (en plus et/ou en moins selon les applications) de cette valeur moyenne. Les seuils de déclenchement de l'alarme sont à régler en fonction de la sensibilité souhaitée, on peut prendre par exemple 50% du temps moyen.

20

Selon un mode de réalisation l'émission des ondes acoustiques est effectuée de manière à ce que dans le spectre de l'onde émise, il y ait une zone suffisamment large présentant une seule raie étroite. C'est autour de cette zone que l'on travaille. Selon un mode de réalisation avantageux, les ondes acoustiques émises par un même émetteur sont périodiques. Cela permet d'obtenir une zone suffisamment large présentant une raie étroite.

25

Avantageusement, les ondes acoustiques émises par un même émetteur sont mono-fréquentielles. Avantageusement, les ondes acoustiques émises ont une fréquence comprise entre 10 à 100 kHz et de préférence entre 20 à 70 kHz. Les ondes acoustiques émises sont sinusoïdales, carrées ou autre.

30

Selon un mode de réalisation, pour chaque signal issu du capteur, on effectue une amplification de ce signal avant sa numérisation.

35

Alternativement, pour chaque signal issu du capteur, on mélange ce signal avec un signal dont la fréquence est différente de celle des ondes acoustiques émises par l'émetteur, on amplifie le signal mélangé et on le filtre à l'aide d'un filtre passe-bas. Avantageusement, cela permet de pouvoir numériser le signal en basse fréquence
5 avec des équipements simples telle qu'une carte son conventionnelle d'un ordinateur personnel (PC).

Selon un mode de réalisation avantageux, plusieurs capteurs sont répartis autour du sujet. Cela permet d'améliorer la fiabilité de l'observation surtout lorsque le
10 sujet bouge.

Selon un mode de réalisation avantageux, plusieurs émetteurs sont répartis autour du sujet.

Selon un mode de réalisation particulièrement avantageux, entre quatre et huit capteurs et entre un et quatre émetteurs sont répartis autour du sujet.

Avantageusement, au moins certains des émetteurs émettent des ondes acoustiques de manière alternative. Ainsi, au moins certains des émetteurs émettent des ondes acoustiques de manière non simultanée. Cela permet de limiter les interférences. Avantageusement, à chaque instant un unique émetteur émet des ondes acoustiques. Selon un premier mode de réalisation, au moins certains des émetteurs
15 émettent des ondes acoustiques de manière séquentielle. Selon un deuxième mode de réalisation, au moins certains des émetteurs émettent des ondes acoustiques de manière alternative en fonction de la position et/ou de l'orientation du visage de l'utilisateur. Selon un mode de réalisation avantageux, chaque émetteur émet des ondes acoustiques dont la fréquence est différente de la fréquence des ondes
20 acoustiques émises par les autres émetteurs. Selon un mode de réalisation avantageux, chaque récepteur est associé à un émetteur formant ainsi un couple émetteur/récepteur et chaque couple est associé à une fréquence distincte d'émission des ondes acoustiques. Ces modes de réalisation peuvent être utilisés en combinaison.

30

Selon un premier mode de réalisation, les ondes acoustiques sont reçues par une pluralité de capteurs et pour chaque signal issu d'un capteur, on effectue une amplification de ce signal avant sa numérisation.

Selon un deuxième mode de réalisation, les ondes acoustiques sont reçues par
35 une pluralité de capteurs, et pour chaque signal issu du capteur ; on mélange ce signal avec un signal de mélange dont la fréquence est différente de celle des ondes

- acoustiques émises par l'émetteur, la fréquence de chaque signal de mélange étant différente ; on filtre chaque signal mélangé par un filtre passe bande, la bande de fréquences de chaque filtre passe bande étant différente ; on somme les signaux obtenus en sortie de chaque filtre passe bande ; puis on effectue l'étape de numérisation sur le signal sommé. Par un filtrage numérique adapté, on peut ensuite retrouver les données issues de chaque capteur. Ce mode de réalisation permet de n'avoir qu'une seule unité de numérisation ce qui permet de réduire le coût et la complexité du système.
- 10 Selon un mode de réalisation avantageux, les ondes acoustiques sont reçues par une pluralité de capteurs et une unité de traitement identifie le capteur qui reçoit le meilleur signal acoustique. L'étape d'identification de l'expiration du sujet se base sur ce meilleur signal.
- 15 Un autre aspect de la présente invention concerne un système d'identification d'une activité respiratoire d'un sujet comprenant :
- au moins un émetteur d'ondes acoustiques apte à être orienté de manière à émettre des ondes acoustiques en direction du visage du sujet,
 - au moins un récepteur d'ondes acoustiques configuré pour recevoir les ondes acoustiques émises par ledit au moins un émetteur et réfléchies au moins par le visage du sujet ou perturbées par un flux d'air expiré par le sujet et configuré pour générer en réponse un signal reçu analogique,
 - une unité de conversion du signal reçu analogique en un signal reçu numérique.
- 20 Le dispositif de traitement est par ailleurs configuré pour :
- suivi de la composition fréquentielle du signal reçu au cours du temps,
 - identification d'une expiration du sujet : lorsque, au cours du temps on détecte une variation de la puissance du signal reçu supérieure à 1dB et de préférence supérieure à 2 dB dans une bande de fréquence prédéterminée ;
 - ou par reconnaissance de formes reflétant la composition fréquentielle du signal reçu.
- 30
- De manière optionnelle mais avantageuse, le système comprend une pluralité de capteurs disposés autour d'une position privilégiée du sujet. De préférence, il comprend un support portant les capteurs.
- 35

Un autre aspect de la présente invention concerne un appareil de caractérisation de l'activité respiratoire d'un sujet comprenant un système d'identification de l'activité respiratoire selon l'invention.

Avantageusement, l'invention permet une analyse directe de la respiration par simple visualisation des respirations identifiées.

Selon un mode de réalisation, l'appareil comprend un système d'identification de l'activité respiratoire selon l'invention ainsi qu'un système d'analyse de l'activité respiratoire identifiée

10

Selon un mode de réalisation avantageux, l'appareil est un appareil destiné à fournir un signal représentatif de la respiration d'un sujet et éventuellement un signal représentatif du mouvement de la tête et des épaules principalement destiné à valider le signal de respiration. Ces signaux pourront être exploités directement par des opérateurs ou automatiquement par des algorithmes pour des applications de diagnostic de pathologies respiratoires, de surveillance de patient ou de détection de présence.

15

Selon un mode de réalisation avantageux, l'appareil est un appareil de détection de l'apnée du sommeil ou d'apnée d'un nourrisson.

20

Selon un autre mode de réalisation avantageux, l'appareil est un appareil de détection d'une présence humaine.

Les autres objets, caractéristiques et avantages de la présente invention apparaîtront à l'examen de la description suivante et des dessins d'accompagnement. Il est entendu que d'autres avantages peuvent être incorporés.

25

BRÈVE DESCRIPTION DES FIGURES

Les buts, objets, ainsi que les caractéristiques et avantages de l'invention ressortiront mieux de la description détaillée d'un mode de réalisation de cette dernière qui est illustré par les dessins d'accompagnement suivants dans lesquels :

30

La figure 1 est un schéma illustrant un exemple de réalisation de l'invention.

La figure 2 est un spectrogramme d'une activité respiratoire normale sans mouvement du sujet, le temps et la fréquence étant respectivement en abscisse et en ordonnées.

35

La figure 3a est une représentation des fréquences en fonction du temps d'une activité respiratoire normale sans mouvement du sujet, le temps étant représenté selon l'axe vertical.

Les figures 3b et 3c représentent respectivement les spectres fréquentiels lors
5 d'une phase d'expiration puis d'une phase de repos (échelle en dB).

La figure 4 est un spectrogramme reflétant les mouvements d'un sujet avec peu de respiration.

La figure 5 est un spectrogramme reflétant une activité respiratoire normale et des mouvements d'un sujet.

10 La figure 6 est un spectrogramme d'une activité respiratoire alternant expirations buccales et nasales.

La figure 7 est un spectrogramme illustrant une phase d'apnée.

La figure 8 est un spectrogramme illustrant un signal généré par des paroles.

La figure 9 est une illustration des signaux obtenus après filtrage du signal reçu
15 par un seul capteur dans des bandes de fréquences prédéterminées. Deux signaux sont montrés : un signal de respiration qui montre les expirations d'un sujet avec de courtes phases d'apnées et des changements brusques de position de sommeil ainsi qu'un signal dit de forts mouvements qui permet de repérer ces changements de position. La figure 10 est un schéma illustrant un exemple de système selon l'invention.

20 Les figures 11a et 11b sont des schémas illustrant des modes de réalisation particuliers pour une unité participant au traitement du signal reçu.

La figure 12 est un schéma illustrant un mode de réalisation particulier comprenant plusieurs récepteurs répartis autour du sujet.

25 La figure 13 est un schéma illustrant un mode de réalisation particulier d'un système comprenant plusieurs récepteurs répartis autour du sujet.

La figure 14 est un schéma illustrant un autre mode de réalisation particulier d'un système comprenant plusieurs récepteurs répartis autour du sujet.

La figure 15 est un spectrogramme illustrant un exemple de signaux reçu par une pluralité de capteurs.

30

Les dessins sont donnés à titre d'exemples et ne sont pas limitatifs de l'invention. Ils constituent des représentations schématiques de principe destinées à faciliter la compréhension de l'invention et ne sont pas nécessairement à l'échelle des applications pratiques. En particulier les dimensions relatives des différents éléments
35 ne sont pas représentatives de la réalité.

DESCRIPTION DÉTAILLÉE DE L'INVENTION

Bien que l'invention soit particulièrement bien adaptée à la détection de l'activité respiratoire de l'homme et notamment celle du nourrisson, elle s'étend également à tous les êtres vivants respirant à l'air libre. Le terme individu englobe donc aussi bien
5 les humains que les animaux.

Un exemple non limitatif de l'invention va maintenant être décrit en référence à la figure 1.

L'invention comprend un dispositif comprenant un générateur 109 et un émetteur
10 110 d'ultrasons configuré pour propager une onde acoustique 100 dans la direction du sujet 101 à analyser. De préférence, cette onde acoustique 100 est dirigée vers le nez et la bouche d'un sujet 101 dont l'activité respiratoire doit être observée.

Une partie de l'énergie incidente est réfléchiée par le sujet, mais également par tous les objets proches. Un ou plusieurs récepteurs 111, de type microphones, captent
15 le signal acoustique 200 issu de cette onde réfléchiée et le transmettent sous forme numérique à une unité de traitement 113 comprenant un calculateur configurée pour traiter le signal. De préférence et comme cela sera détaillé par la suite, le dispositif peut comprendre divers blocs un amplificateur 112 pour la mise en forme du signal avant son traitement. Selon un mode de réalisation de l'invention le signal est traité de
20 manière à en offrir une représentation visuelle 114 interprétable par un opérateur.

De préférence, le signal émis 100 est un signal ultrasonore mono-fréquentiel dans une gamme typique de 10 à 100kHz. De préférence, ce signal émis 100 présente une fréquence supérieure à 20kHz afin d'éviter d'être audible par le sujet. De préférence, il présente une fréquence inférieure à 70 kHz afin de limiter sa directivité
25 de manière à atteindre les zones d'intérêt (nez et bouche) même en présence de mouvements du sujet. La forme du signal émis 100 peut être indépendamment sinusoïdale, carrée, ou autre.

Le signal reçu 200 est formé de plusieurs composantes :

- la composante réfléchiée par le visage du sujet 101 et par le corps dans une
30 moindre mesure,
- la composante réfléchiée 201 par le visage du sujet 101 et perturbée par l'air expiré 102 par le sujet 101,
- la composante réfléchiée par les objets fixes environnant le sujet 101,
- la composante reçue directement de l'émetteur 110.

35 Les signaux réfléchis par les objets fixes proches et le signal reçu directement, qu'il est généralement difficile d'éliminer complètement, présentent des formes et des

fréquences identiques à celles du signal émis 100. Leurs amplitudes sont constantes car les distances entre les points de réflexion et le récepteur 111 ne varient pas.

Les signaux réfléchis par le corps et le visage du sujet restent identiques au signal émis 100 si le sujet 101 ne bouge pas. En revanche, lorsque le sujet 101 bouge, 5 on détecte une variation de la fréquence du signal reçu. Cette variation correspond à l'effet Doppler. Ce signal garde une certaine cohérence spectrale. Cela se traduit sur un spectrogramme fréquence/temps par une faible extension en fréquence et sur un spectre fréquentiel par une faible extension de la largeur de la raie.

Typiquement, pour un mouvement de la tête de va-et-vient dans la direction du 10 récepteur 111, cette variation ne dépasse pas plus ou moins 60Hz pour une fréquence incidente de 40kHz de l'amplitude de la fréquence sur un spectrogramme et ne dépasse pas plus ou moins 30Hz pour la même fréquence incidente. Selon un autre mode de réalisation, un mouvement de la tête de va-et-vient dans la direction du récepteur 111, génère une extension ne dépasse pas 0.2 % de la largeur du spectre 15 sur un spectrogramme et ne provoque pas l'apparition de composante à plus de -90dB à plus de 0.5 % de la fréquence pour laquelle le niveau est maximum dans un spectre fréquentiel.

Typiquement, pour un mouvement de la tête de va et vient dans une direction perpendiculaire au récepteur 111 cette extension ne dépasse pas 0.1 % de la largeur 20 du spectre sur un spectrogramme et ne provoque pas l'apparition de composante à plus de -90dB à plus de 0.5 % de la fréquence pour laquelle le niveau est maximum dans un spectre fréquentiel. Ce mouvement correspond généralement à une rotation de la tête autour de l'axe de la colonne vertébrale et est le plus fréquent lors du sommeil.

25 Typiquement, aux fréquences d'ultrasons employées, de l'ordre de 20 à 70 kHz, les mouvements respiratoires du thorax et les faibles mouvements de la tête qui se produisent durant le sommeil ne produisent qu'une faible variation de fréquence du signal reçu (toujours inférieure à 100Hz) car les vitesses associées sont faibles et que l'effet Doppler est proportionnel à la vitesse. Par contre des mouvements très rapides 30 de la tête, des épaules ou encore le passage des bras devant le capteur, par exemple lors d'un changement de position durant le sommeil, peuvent produire par effet Doppler une variation de fréquence plus importante du signal reçu qui vient perturber la détection de l'expiration. Pour ces cas peu fréquents, il est possible de produire à partir du signal reçu un signal qui lorsqu'il subira une brusque augmentation indiquera une 35 possibilité de mauvaise détection de l'expiration. Pour produire un tel signal, appelé signal de forts mouvements par la suite, on peut filtrer le signal reçu pour ne conserver

que les composantes reçues dans deux zones d'environ 10 à 15Hz de largeur situées à environ plus et moins 15 à 20Hz de part et d'autre de la fréquence émise (ces valeurs sont données à titre indicatif pour une fréquence d'ultrason émise de 40Khz, ces valeurs seront adaptées en fonction de la fréquence du signal ultrason émis). On exclue ainsi la zone centrale car le niveau du signal dans cette zone varie dans de grandes proportions en fonction de la position du sujet. Lorsque ce signal de forts mouvements présente une brusque augmentation (par exemple supérieure à 50 % de sa valeur moyenne calculée sur une période glissante de 30s à une minute), le signal de respiration est considéré comme invalide. Ce mode de réalisation est illustré par la Figure 9 qui sera décrite par la suite.

La cohérence spectrale qui est conservée lors des mouvements s'explique par le fait que la réflexion de l'onde se fait sur des parties homogènes et cohérentes qui ont toutes, à un instant donné, quasiment la même vitesse par rapport au récepteur. La figure 4 illustre ce cas et sera décrite ci-dessous plus en détail.

En revanche, lorsque le sujet expire de l'air, il crée un flux turbulent près du nez ou de la bouche. Dans ce flux des vortex à des échelles spatiotemporelles différentes interagissent produisant un champ de vitesse complexe qui diffuse l'onde sonore. On observe alors un élargissement du spectre de fréquence du signal reçu dont les caractéristiques temporelles et fréquentielles se révèlent alors représenter une signature particulière propre à l'expiration. C'est la reconnaissance et la caractérisation de cette signature qui est exploitée pour détecter et discriminer les expirations et de fait, déterminer la fréquence et l'amplitude respiratoires. Ainsi, la discrimination entre les mouvements du sujet et l'expiration est faite en fonction de l'absence ou de la présence de cette signature particulière dans le signal reçu. Les figures 2 et 3a et 3b et 3c décrites plus en détail ci-dessous illustrent clairement cette signature de l'onde acoustique ayant traversée un flux d'air expiré.

Selon un mode de réalisation alternative, émetteur et capteur sont positionnés de sorte que les ondes acoustiques émises par l'émetteur parviennent au capteur sans réflexion sur le visage du sujet. Ainsi, le trajet des ondes entre l'émetteur et le capteur est direct. Émetteur et capteur sont positionnés pour que ce trajet passe par le flux d'air expiré. Il passe donc à proximité du nez et/ou de la bouche du sujet. Lors de son passage à travers le flux d'air expiré, les ondes acoustiques sont perturbées et cette perturbation se manifeste par une signature fréquentielle caractéristique. Dans la suite de la description, le mode de réalisation décrit en détail est le mode de réalisation dans lequel les ondes acoustiques récupérées par le capteur après passage à travers le flux

d'air expiré sont des ondes émises pour se réfléchir sur le visage du patient. Ce mode de réalisation a pour avantage d'être simple à mettre en œuvre.

Les figures 2 à 8 montrent les différentes formes de signaux observées sur le spectrogramme ou sur un spectre fréquentiel en fonction des situations rencontrées. Toutes ces expériences ont été réalisées chez un être humain et pour un signal émis à la fréquence de 40 kHz sans que cette fréquence soit limitative.

La figure 2 illustre le signal que l'on obtient lorsque le sujet respire sans effectuer de mouvement particulier de son corps ou de sa tête autres que ceux nécessaires à activité respiratoire normale.

Ce spectrogramme illustre la composition de la fréquence du signal reçu par un capteur en fonction du temps. Typiquement, une période d'environ 30 secondes est représentée sur cette figure. Chaque respiration, ou plus précisément chaque expiration, génère une augmentation très significative de la bande de fréquence du signal reçu. Cela reflète ainsi directement une variation de la répartition fréquentielle de l'énergie du signal reçu en fonction du temps. L'extension en fréquence caractéristique de la respiration, référencée 20, est nettement visible sur cette figure. Cinq expirations 20 et cinq phases 22 d'absence de respiration apparaissent sur cette figure. La ligne centrale 21 représente la contribution des signaux réfléchis par le visage et le corps ainsi que le signal reçu directement.

Les spectrogrammes présentés sur la figure 2 ainsi que sur les figures suivantes qui seront décrites par la suite, peuvent par exemple être obtenus en effectuant une transformation de Fourier sur 65536 échantillons du signal reçu signal numérisé sur 16 bits à 44,1 kHz. Le signal ultra sonore est émis à 40kHz, le signal ayant été ramené autour de 5kHz par changement de fréquence. Une fonction de fenêtrage de type Kaiser-Bessel de paramètre $\beta=27$ environ est appliquée pour bien faire ressortir les expirations. D'autres fonctions de fenêtrage peuvent aussi donner des résultats acceptables. La présentation des résultats dans le plan temps/fréquence peut se faire en attribuant un niveau de gris ou une couleur en fonction du niveau des échantillons fréquentiels. Un seuillage (affectation d'un niveau noir ou blanc) des niveaux inférieurs à -110dB par rapport à la valeur maximale permet de mieux faire apparaître les expirations.

-On peut évaluer l'intensité relative d'une expiration en comparant l'extension en fréquence sur un spectrogramme fréquence/temps et la durée du phénomène. Une expiration plus forte provoquera une extension fréquentielle plus grande et/ou une

durée pendant laquelle cette extension apparaît plus grande qu'une expiration de plus faible amplitude. En calculant les paramètres moyens de largeur d'extension et de durée d'apparition de l'extension sur une période glissante et 30 secondes à une minute par exemple, on peut détecter une augmentation ou une diminution de l'intensité relative d'une expiration par rapport à la moyenne.

Pour obtenir les résultats de la figure 2 et des figures suivantes, on peut par exemple utiliser des transducteurs présentant les caractéristiques suivantes :

Émetteur : Niveau de puissance acoustique 119dB par rapport à 0dB=0.0002μbar. On pourra par exemple prendre l'émetteur 40T-16 fourni par Ceramic Transducer Design Co.,Ltd.

Récepteur : 40R-16 sensibilité -65dB (0dB à 1V/μbar). On pourra par exemple prendre le récepteur 40R-16 fourni par Ceramic Transducer Design Co.,Ltd.

L'émetteur et le récepteur peuvent être placés entre 10cm et 30cm voire 40 cm du visage du patient.

Ce même phénomène est également illustré en figure 3, par l'élargissement spectral causé lors de l'expiration du sujet.

Le graphe 3a est la représentation temps/fréquence du signal, l'axe du temps étant dirigé vers le bas. Ce graphe laisse apparaître trois expirations clairement identifiables.

Les graphes 3c et 3b représentent respectivement les spectres fréquentiels du signal du graphe 3a à deux instants A et B différents. L'échelle des abscisses porte les fréquences, chaque division représentant 100Hz sur cet exemple. L'échelle des ordonnées porte les décibels, chaque division représentant 20dB. La fréquence incidente ou fréquence du signal reçu est de 40kHz ramenée à 5kHz par changement de fréquence. Chacun de ces graphes présente un pic 31b, 31c centré autour de la fréquence centrale 34 qui correspond à la fréquence des ondes reçues. Dans le cadre de la présente invention, on qualifie de fréquence centrale, la fréquence pour laquelle l'énergie du signal est maximale. Le graphe 3c est le spectre lors d'une phase de repos, c'est-à-dire en l'absence d'expiration et le spectre du graphe 3b correspond à une phase d'expiration.

Il apparaît sur ces graphes qu'autour de la fréquence 34 du signal émis, le pic est significativement plus large lors d'une phase d'expiration que lors d'une phase de repos. Cela apparaît clairement en comparant les flèches positionnées à un niveau de -100dB.

Ces graphes font également apparaître une bande de fréquence de détection également désignée bande de fréquence d'intérêt ou d'observation. Cette bande de fréquence est référencée 37 et a pour bornes inférieure et supérieure les fréquences 35 et 36 soit dans cet exemple 4750Hz et 4900 Hz lorsque la fréquence centrale est de 5kHz pour une fréquence d'émission de 40kHz. C'est avantageusement dans cette bande de fréquence 37 que l'on suivra l'évolution de la composition des fréquences du signal reçu.

Dans cette bande de fréquence de détection 37, la puissance du signal lors d'une phase d'expiration est plus de 10dB supérieure celle d'une phase de repos. Les bandes de fréquence de détection sont identifiées 32b et 32c sur les spectres 3b et 3c. Il apparaît que sur ces graphes, la puissance du signal à un instant d'expiration (spectre B) est entre 10 et 20dB supérieure à celui à instant de repos (spectre A). L'évolution de l'énergie dans la bande de fréquence de détection permet ainsi d'identifier aisément la présence d'une expiration.

Alternativement on peut détecter les expirations en considérant une bande de fréquence de détection 38 située au-delà de la fréquence de centrale 34 du signal reçu. Ces bandes de fréquence sont référencées 33b et 33c sur les spectres 3b et 3c. La variation de puissance est d'environ 10 dB ce qui permet une détection aisée des expirations.

Selon un autre mode de réalisation, on suit les variations de puissance à chaque instant, dans deux bandes de fréquence : à la fois dans une bande de fréquence inférieure 37 à la fréquence centrale 34 et dans une bande de fréquences supérieure 38 à la fréquence centrale 34. Cela permet de limiter les fausses alertes tout en offrant une grande fiabilité.

Comme indiqué précédemment, un inconvénient de nombreuses solutions existantes est qu'elles ne permettent pas de différencier les mouvements du sujet et les phases de respirations effectives. La figure 4 permet de mettre en lumière un avantage significatif de l'invention par rapport à ces solutions connues. Ce graphe illustre le spectrogramme d'un sujet effectuant des mouvements sans respirer (ou avec quelques respirations involontaires dans ce cas). Les mouvements sont des mouvements de va-et-vient de la tête d'abord dans la direction du capteur d'ondes, puis ensuite dans la direction perpendiculaire au capteur, ce dernier mouvement étant le plus fréquent lors du sommeil.

Ces mouvements, pourtant différents, induisent tous une variation des signaux reçus, la composante en fréquence de ces signaux restant néanmoins proche de la fréquence centrale. Ainsi, la largeur de la bande de fréquence du signal reçu varie peu.

Les quelques pics, traduisant un élargissement significatif de la bande de
5 fréquence, reflètent quelques respirations involontaires du sujet et témoignent de la grande sensibilité de l'invention.

La figure 5 montre une situation combinant les mouvements du sujet avec une activité respiratoire. On voit bien apparaître les deux phénomènes sur le spectrogramme : les mouvements oscillatoires centrés sur la fréquence centrale et
10 l'élargissement du spectre. Il est alors parfaitement simple de les discriminer. L'invention offre ainsi une grande précision pour caractériser l'activité respiratoire, même chez les individus qui bougent. Sa fiabilité n'est donc pas limitée à des observations nécessitant d'immobiliser le sujet. Ses applications sont donc très variées. En outre, elle n'induit pour le sujet aucune gêne ce qui est un avantage
15 considérable, en termes de confort mais aussi en termes de précision, puisque forcer le sujet à rester immobile peut impacter son activité respiratoire.

De préférence, on prendra en compte une bande de fréquence de détection suffisamment éloignée de la fréquence centrale pour ne pas inclure l'élargissement de fréquence due aux mouvements. Cependant lors de mouvements très rapides, de
20 changements complets de position de sommeil (passage sur le côté à sur le dos par exemple), lorsque le sujet passe le bras devant le capteur ou entre ou sort du champ surveillé, on peut constater une augmentation de niveau des bandes de fréquence qui correspondent à la respiration. Le signal de respiration obtenu par filtrage fréquentiel est alors perturbé. Ce n'est pas gênant pour le diagnostic de l'apnée du sommeil mais
25 on peut discriminer ces cas car le signal de forts mouvements subit alors une brusque augmentation. La figure 9 montre le signal forts mouvements et le signal de respiration lors d'un essai avec des apnées, des changements de positions de sommeil et des mouvements des bras. Les visages donnent une indication de la position de la tête vue du récepteur. On constate une augmentation significative du signal de forts
30 mouvements lors des changements de positions. Cette augmentation peut être utilisée pour invalider automatiquement l'exploitation du signal de respiration et permettre ainsi une exploitation plus précise du signal reçu. Ce mode de réalisation permet ainsi d'améliorer la précision de la détection des respirations.

Les bandes de fréquence de détection peuvent être les bandes 57 et 58
35 illustrées. Dans ces bandes de fréquence, seule est présente l'énergie relative aux signaux perturbés pas les expirations. L'évolution de l'énergie dans ces bandes de

fréquence de détection 57, 58 permet ainsi d'identifier aisément la présence d'une expiration.

Représenté dans un spectre, dans la bande de fréquence de détection, la puissance du signal lors d'une phase d'expiration est plus de 10dB supérieure à celle
5 lors d'une phase de mouvement sans expiration.

Par exemple, on prendra une bande de fréquence de détection éloignée de la fréquence centrale 34 d'environ 100 Hz pour éviter les perturbations liées aux mouvements. En effet, comme cela apparaît sur le graphe de la figure 5, les mouvements tendent à élargir le spectre dans une zone restreinte autour de la
10 fréquence centrale.

Ici, une largeur d'environ 100Hz pour la bande de fréquence de détection permet d'obtenir de bons résultats.

La figure 6 montre une situation alternant expirations buccales et nasales. Dans les deux cas, on reconnaît parfaitement la signature significative des expirations. On
15 peut tout de même remarquer que lors de respirations buccales l'extension en fréquence est légèrement plus symétrique, et que le niveau est généralement un peu plus élevé. Cette figure renforce la pertinence de l'invention et sa fiabilité puisqu'il apparaît possible d'identifier facilement les expirations du sujet quel que soit le mode d'expiration : buccal ou nasal.

20 La figure 7, illustre un exemple de détection d'une phase d'absence de respiration. Elle est par exemple obtenue chez un sujet alternant des phases de respiration et des apnées.

Sur le signal, on ainsi distingue clairement :

- 25 – une première phase de respiration normale qui est identifiée par deux extensions de fréquence illustrant chacune une expiration ;
- une deuxième phase au cours de laquelle aucune extension de fréquence n'est identifiée, ce qui signifie que le sujet n'effectue aucune expiration. La durée de cette phase caractérisée par une disparition des extensions caractéristiques de la respiration peut être aisément mesurée ou évaluée.
- 30 Cette durée permet par exemple de déterminer si cette absence de respiration est une apnée. C'est clairement le cas sur cet exemple, puisque cette phase correspond à plus de 20 secondes.
- une troisième phase de reprise d'une respiration normale qui est identifiée par trois extensions de fréquence illustrant chacune une expiration.

35

Ainsi, comme cela apparaît clairement ci-dessus, l'invention permet de discriminer de manière simple et particulièrement fiable les respirations par rapport aux mouvements.

5 Par ailleurs, l'invention permet de discriminer les respirations par rapport aux paroles. En effet, dans le cadre du développement de la présente invention, il a été remarqué aussi qu'une extension en fréquence apparaît lorsque le sujet parle. Or, la signature de la parole s'avère être suffisamment différente de celle de l'expiration pour permettre de les discriminer et donc de détecter également les phases de parole au milieu d'une observation de l'activité respiratoire.

10 Ainsi, la caractérisation de l'activité respiratoire du sujet n'est pas ou que peu impactée par les paroles du sujet. Cela permet d'améliorer le confort du patient durant la phase d'observation puisqu'il peut parler, surtout si la durée d'observation est prolongée. La fiabilité de la caractérisation est également augmentée.

15 La figure 8 montre le signal généré par des phases de paroles. Il apparaît clairement que les expirations produisent une signature caractéristique très différente de la parole. Il est alors possible d'identifier les phases de paroles ce qui permet de ne pas prendre en compte ces phases dans une observation visant à caractériser l'activité respiratoire.

20 Cette possibilité de discriminer la parole des expirations permet de conserver une bonne fiabilité de la caractérisation de l'activité respiratoire tout en autorisant le sujet à parler de temps à temps. Cela est également utile dans le cas de système d'alerte ou de sécurité pour nourrissons puisque leurs cris sont alors facilement différenciés de leurs respirations.

25 De préférence on discriminer les phases de parole des phases d'expirations par une technique de reconnaissance de motifs (pattern matching).

D'un point de vue pratique, la reconnaissance et la caractérisation de ces signatures peuvent être faites directement par un opérateur en observant une représentation visuelle telle que les spectrogrammes en temps/fréquence comme sur les figures décrites précédemment.

30 L'invention ne se limite cependant aucunement à une détection des respirations par un opérateur et s'étend aux détections effectuées de manière automatique. Dans ce cas, un algorithme de traitement du signal analyse le signal reçu et identifie les phases d'expiration. Il peut en outre être configuré pour déterminer les paramètres de l'activité respiratoire tels que : la durée des expirations, la durée entre les expirations, 35 la mesure de l'intensité relative des expirations, la détection de phases d'apnée, la mesure de la durée, le comptage et la fréquence des phases d'apnée. L'algorithme

peut également en déduire automatiquement l'existence et le degré d'une pathologie. Il peut également générer des alarmes en cas de détection d'événement particuliers tels qu'une apnée dont la durée excède un seuil. En outre, il peut commander l'activation d'un système d'assistance à la personne.

5 Cette détection automatique des expirations est particulièrement avantageuse pour certaines applications dans le domaine de la sécurité médicale, telle que la surveillance des paramètres vitaux, où il est opportun de pouvoir générer des alarmes automatiques au fil du processus.

De même, pour éviter l'analyse fastidieuse du signal sur une longue durée dans
10 le cas du diagnostic d'apnées du sommeil par exemple, il peut être intéressant de disposer d'un algorithme de prétraitement effectuant la reconnaissance automatique de la signature de la respiration.

Un exemple simple de traitement consiste à rejeter par un filtrage fréquentiel la zone centrale du signal. Typiquement, la zone centrale du signal s'étant dans une
15 gamme allant de 100 à 200 Hz pour une excitation à 40 kHz. Puis l'on observe l'évolution de l'énergie restante. On retrouve alors le signal d'expiration, dont on peut mesurer la période et estimer le niveau relatif.

L'algorithme est en outre configuré pour discriminer les expirations des mouvements.

20 Ainsi, sur l'exemple de la figure 9 on voit clairement apparaître des pics verticaux correspondant aux expirations. Ce graphe fait apparaître en abscisse le temps en seconde et en ordonnées une unité logarithmique arbitraire. La courbe du bas montre le signal de respiration qui concerne une bande de fréquence de détection. Chaque pic traduit la présence d'une puissance significative, à un instant donné, dans cette bande
25 de fréquence de détection. Un seuillage automatique, par exemple à la valeur -240 permet de ne conserver que les puissances qui reflètent une expiration. La courbe du haut montre le signal de forts mouvements dans une unité linéaire arbitraire. Un seuillage à la valeur 25 par exemple permet d'invalider le signal de respiration pendant les phases de changement de position. L'algorithme peut donc aisément identifier les
30 expirations, calculer la fréquence respiratoire moyenne, identifier les phases d'apnées sans prendre en compte les instants où le signal est perturbé. Des méthodes plus sophistiquées comme le filtrage adapté ou la corrélation du spectrogramme par exemple par reconnaissance de motifs (technique habituellement désignée en anglais « pattern matching ») peuvent être développées pour augmenter la fiabilité de la
35 reconnaissance.

Par exemple, la caractérisation de l'activité respiratoire peut être effectuée par reconnaissance supervisée de motifs dans le plan temps/fréquence. Cette reconnaissance est effectuée suivant le principe apprentissage/classification. Le classifieur peut être par exemple un réseau de neurones ou un SVM.

- 5 Quel que soit l'algorithme de reconnaissance utilisé, il permet aisément de calculer automatiquement certains paramètres macroscopiques comme la fréquence respiratoire ou de localiser un arrêt de la respiration.

- 10 Un exemple non limitatif de réalisation d'un système selon l'invention va maintenant être décrit en référence à la figure 10.

- Un générateur 1 de signal génère un signal périodique à la fréquence nominale (pour avoir le rendement optimal) d'un transducteur à ultrason émetteur 2. Le transducteur d'ultrason émetteur 2 émet un signal acoustique dans le milieu, typiquement dans l'air. De préférence, cet émetteur 2 est suffisamment directionnel
15 pour qu'une partie significative des ondes acoustiques émises se propagent directement sur le visage du sujet. Cette directivité n'est cependant pas trop forte pour atteindre le visage du sujet même si celui-ci change de position. La directivité de cet émetteur sera naturellement adaptée en fonction de l'application et des mouvements possibles du sujet lors de l'observation de son activité respiratoire.

- 20 Le système comprend également un transducteur d'ultrason récepteur 3 configuré pour capter des ondes acoustiques, notamment celles réfléchies par le voisinage du visage du sujet.

- Selon un premier mode de réalisation, le signal acquis par le transducteur d'ultrason récepteur 3 est amplifié par un amplificateur 4 avant sa numérisation par un
25 convertisseur analogique/numérique 5. D'une manière préférée car particulièrement simple, le signal reçu est capté par un transducteur piézoélectrique.

- Si le système est destiné à fournir une représentation visuelle du signal pour une interprétation ultérieure par un opérateur, alors le système comprend également une unité de traitement 6 du signal. Typiquement cette unité de traitement du signal 6
30 effectue une transformée de Fourier glissante sur le signal reçu pour générer un spectre temps/fréquences. Une unité de visualisation 7 reçoit les données de l'unité de traitement 6 du signal et fournit une représentation visuelle du signal, avantageusement sous forme d'un spectrogramme temps/fréquence.

- Si le système est destiné à effectuer une analyse automatique du signal
35 acoustique reçu, il comprend alors une unité de traitement et d'analyse 8 du signal.

Typiquement cette unité de traitement du signal et d'analyse 8 détecte automatiquement les expirations selon une des méthodes indiquées précédemment.

De préférence elle détecte et calcule automatiquement les paramètres caractéristiques de la respiration tels que la période et l'intensité des expirations, la
5 fréquence et la durée des phases d'apnée etc.

Si le système est destiné à fournir un signal représentatif de la respiration destiné à être analysé par un système indépendant, il comprend alors une unité de traitement et d'analyse 8 du signal. Typiquement cette unité de traitement du signal et d'analyse 8 fournit un signal de respiration et éventuellement un signal de forts mouvements selon
10 une des méthodes indiquées précédemment.

Une unité d'affichage 9 permet l'affichage de ces paramètres caractéristiques de la respiration. De manière alternative ou complémentaire, le système comprend également des moyens d'activation d'alertes ou d'actionneurs qui se déclenchent automatiquement si les paramètres caractéristiques de la respiration atteignent des
15 seuils anormaux.

Sur le mode de réalisation illustré en figure 10, le système comprend à la fois l'unité de traitement 6 et l'unité de visualisation 7 et à la fois l'unité de traitement et d'analyse 8 et l'unité d'affichage 9. Naturellement, l'invention couvre les modes de réalisation nécessitant une détection des expirations par un utilisateur (et donc ne
20 comprenant pas l'unité de traitement et d'analyse 8 et l'unité d'affichage 9). Elle couvre également les modes de réalisation n'autorisant qu'une détection automatique des expirations (l'unité de traitement 6 et l'unité de visualisation 7).

Selon un deuxième mode de réalisation, on peut également abaisser la fréquence du signal reçu avant numérisation par le convertisseur
25 analogique/numérique 5. Ceci présente l'avantage de pouvoir alors numériser le signal en basse fréquence avec une carte son d'un ordinateur personnel par exemple. Dans ce cas, l'amplificateur 4 du premier mode de réalisation est remplacé par les composants illustrés en figure 11a.

Sur cette figure apparaît un oscillateur sinusoïdal 4.1 à une fréquence
30 légèrement différente de la fréquence des ultrasons. Typiquement, cette fréquence peut être de 42,5 kHz pour une fréquence des ultrasons de 40 kHz. Un mélangeur 4.2 reçoit les signaux provenant du transducteur d'ultrason récepteur 3 et de l'oscillateur sinusoïdal 4.1. Un amplificateur 4.3 amplifie le signal en sortie de mélangeur 4.2. Le signal amplifié est ensuite filtré par un filtre passe bas 4.4 dont la fréquence de
35 coupure est de préférence de 5kHz environ pour les fréquences indiquées ci-dessus.

Comme illustré sur la 11b représentatif d'un autre mode de réalisation, l'amplificateur 4.3 peut être placé entre le récepteur 3 et mélangeur 4.2.

Comme indiqué précédemment, l'invention offre des avantages significatifs pour de nombreuses applications. Pour certaines de ces applications, le sujet peut être amené à bouger. Tel est le cas de l'application relative à la détection et à la surveillance de l'apnée du sommeil. En effet, le sujet bouge et tourne sa tête pendant son sommeil.

Pour permettre une couverture de fonctionnement améliorée il serait particulièrement avantageux de pouvoir capter les expirations du sujet quelle que soit l'orientation de la tête du sujet. L'invention offre une solution à cette problématique. Un exemple non limitatif de solution selon l'invention est représenté en figure 12. Le dispositif selon l'invention comprend plusieurs transducteurs d'ultrason récepteurs 3.1 à 3.x répartis autour de la tête du sujet. A titre d'exemple, dans le cas d'une application de l'invention à un suivi de son activité respiratoire durant le sommeil, pour une fréquence de l'émetteur à 40 kHz, entre quatre et huit capteurs semblent suffisant pour couvrir la totalité de la zone utile. L'utilisation de fréquences plus élevées peut nécessiter plus de capteurs car en général ceux-ci deviennent plus directifs avec l'augmentation de la fréquence.

De manière avantageuse, un support porte l'ensemble des capteurs 3.1 à 3.x. De préférence, les capteurs 3.1 à 3.x sont répartis sur le support selon un arc de cercle. Ils sont tous distants du sujet. Ils sont de préférence répartis régulièrement sur cet arc de cercle. De préférence, le centre de ce cercle est situé à l'emplacement privilégié du visage du sujet, typiquement le centre d'un matelas dans le cas du suivi de l'activité respiratoire du sujet durant son sommeil. Avantageusement, le support forme une arche. Ainsi les capteurs 3.1 à 3.x sont à égale distance du visage du sujet.

Lorsque les capteurs 3.1 à 3.x sont répartis autour du sujet, il s'est avéré particulièrement avantageux de dupliquer les émetteurs 2 pour optimiser « l'illumination acoustique » du sujet. Cela permet d'obtenir une détection précise et fiable des expirations quelle que soit l'orientation de la tête du sujet. Dans le mode de réalisation illustré en figure 12, on prévoit alors plusieurs émetteurs. Ici trois émetteurs 2.1, 2.2, 2.3 sont disposés autour du visage du sujet. Ils sont de préférence disposés à égale distance du visage et sont répartis de préférence régulièrement sur l'arc de cercle qu'ils définissent.

Dans un mode de réalisation non illustré mais avantageux d'un point de vue pratique pour une mise en œuvre rapide du suivi de l'activité respiratoire, le support portant les capteurs 3.1 à 3.x porte également les émetteurs 2.1 à 2.x.

Lorsque plusieurs émetteurs sont utilisés, une unité de séquençement 1.2 de l'émission ultrasonore peut s'avérer avantageuse afin de n'activer qu'un seul émetteur à la fois, de manière à éviter les interférences. Le séquençement, ou le choix des émetteurs à activer, peut être contrôlé à partir des informations issues des unités de traitement 8, 9 ou 6 de détection de la respiration en fonction de l'orientation de la tête. Par exemple, ces unités détectent la zone d'où proviennent les expirations et activent l'émetteur le mieux positionné pour atteindre cette zone. On peut aussi éviter les interférences en utilisant des couples émetteurs/récepteurs ultrasonores de fréquences différentes.

La figure 13 illustre un mode de réalisation dans lequel les unités 3,4 et 5 décrites en référence à la figure 10 sont dupliquées pour chaque capteur 3.1 à 3.x afin d'améliorer l'acquisition des signaux provenant de ces différents capteurs.

Une unité de traitement, par exemple similaire à l'unité 8 mentionnée précédemment, détecte alors la présence de la signature de respiration dans les données provenant des différents capteurs 3.1 à 3.x. Elle sélectionne alors à chaque instant le meilleur signal pour le transmettre aux unités de traitement et d'affichage 6 et 9 ainsi qu'à l'unité de séquençement 1.2. Le meilleur signal acoustique est le signal présentant la plus forte puissance ou présentant le rapport signal sur bruit le plus élevé.

La figure 14 illustre un mode de réalisation alternatif, dans lequel on utilise qu'une seule unité de numérisation 5. Cela permet de réduire le coût et la complexité du système. Pour cela on utilise le mode de réalisation illustré en figure 11 pour l'unité 4 en décalant la fréquence du générateur 4.1 pour chaque capteur 3.1 à 3.x et en remplaçant le filtre passe bas 4.4 par un filtre passe bande correctement centré. Ensuite on prévoit une unité de sommation 10 pour sommer les différentes voies avant la numérisation par le convertisseur analogique/numérique 5. La réception de signaux centrés sur une fréquence différente pour chaque capteur 3.1 à 3.x est illustrée en figure 15.

L'unité 8 peut retrouver les données de chaque capteur par un filtrage numérique adapté.

Par exemple, pour une fréquence nominale de 40 kHz et pour 5 capteurs on pourrait prendre les valeurs suivantes de fréquences:

F4.1 = 42.5 kHz Filtre 0-5 kHz

F4.2 = 47,5 kHz Filtre 5-10 kHz

F4.3 = 52,5 kHz Filtre 10-15 kHz

F4.4 = 57,5 kHz Filtre 15-20 kHz

F4.5 = 62,5 kHz Filtre 20-25 kHz

5 Une carte son à 96 kHz pourrait alors numériser ce signal avec une bonne qualité.

Le signal utile étant concentré dans une bande relativement étroite de l'ordre de 1kHz, on peut facilement ajouter d'autres capteurs en resserrant le filtrage.

10 Ainsi, il apparaît de la description qui précède que le procédé selon l'invention analyse la composition en fréquence du signal ultra sonore reçu. Les mouvements du thorax dus à la respiration ne produisent quasiment pas de variation dans le domaine de fréquence des ultrasons utilisés; le décalage Doppler pour ces mouvements lents étant proportionnel à la fréquence. De plus l'onde ultrasonique étant principalement émise en direction du visage du sujet, son nez et/ou sa bouche, en analysant la

15 géométrie des angles de sensibilité des transducteurs, on remarque bien que la contribution des mouvements thoraciques dans le signal reçu est très faible. Seuls les mouvements rapides, principalement de la tête et des épaules, produisent une variation de fréquence, écarts à la fréquence d'émission, (inférieure à 100Hz pour un signal émis à 40Khz) due à l'effet Doppler.

20 Dans le procédé selon l'invention, la respiration est détectée dans une bande de fréquence bien plus éloignée de la fréquence d'émission, ce qui montre bien une fois de plus qu'il ne s'agit pas du mouvement respiratoire, mais bien des caractéristiques internes du flux, par exemple turbulence et vorticité.

25 Au vu de la description qui précède, il apparaît clairement que l'invention apporte une solution précise, robuste et simple afin de détecter les respirations d'un sujet. Cette détection s'effectue sans contact et de manière non perceptible par le sujet, ce qui accroît son confort et évite d'introduire des biais dans l'observation. Elle trouve de nombreuses applications. Par ailleurs, sa simplicité de réalisation et de mise en œuvre

30 lui permettent de présenter des coûts limités de fabrication et d'utilisation.

REVENDEICATIONS

1. Procédé d'identification sans contact d'une activité respiratoire d'un sujet (101) comprenant :

- 5 – l'émission, par au moins un émetteur (110, 2.1,..., 2.x), d'ondes acoustiques en direction du nez et/ou de la bouche du sujet (101),
- la réception, par au moins un capteur (111, 3.1,..., 3.x), d'ondes acoustiques traversant un flux d'air expiré par le nez et/ou la bouche du sujet (101), et en réponse, la génération d'un signal reçu analogique,
- 10 – la numérisation du signal reçu analogique pour former un signal reçu numérique,

caractérisé en ce qu'il comprend les étapes suivantes:

- suivi de la composition fréquentielle du signal reçu au cours du temps,
- identification d'une expiration du sujet : lorsque, au cours du temps on détecte
- 15 une variation de la puissance du signal reçu supérieure à 1dB dans une bande de fréquence prédéterminée (38, 37); ou par reconnaissance de formes reflétant la composition fréquentielle du signal reçu.

2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel on identifie une expiration du sujet

20 lorsque, au cours du temps on détecte une variation de la puissance du signal reçu supérieure à 1dB dans une bande de fréquence prédéterminée (37, 38), ladite bande de fréquence prédéterminée (37, 38) présentant une largeur d'au moins 0.3% de la fréquence centrale (34) du signal reçu et ladite bande de fréquence prédéterminée (37, 38) étant éloignée de la fréquence centrale (34) du signal reçu d'au moins 0.2% de

25 cette fréquence centrale (34), la fréquence centrale du signal reçu étant la fréquence de signal reçu pour laquelle le niveau est maximal et ce pendant une période d'au moins 0.5 seconde.

3. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel

30 l'identification d'une expiration du sujet (101) est effectuée par détection d'une augmentation d'au moins 2 décibels et de préférence 3 décibels de la puissance du signal obtenu par filtrage fréquentiel du signal reçu au cours d'une période d'au moins 0.5 seconde.

35 4. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel l'identification d'une expiration du sujet est effectuée par détection d'une augmentation

du niveau d'au moins 3 dB, et de préférence d'au moins 8 et de préférence d'au moins 10dB à plus et/ou moins 0.3% de la fréquence reçue pour laquelle le niveau est maximal et ce pendant une période d'au moins 0.5 seconde.

- 5 5. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel l'identification de l'expiration du sujet comprend la fourniture, à l'aide d'une unité de visualisation (7), d'une représentation visuelle de type temps/fréquence du signal reçu.
6. Procédé selon la revendication précédente, dans lequel ladite représentation
10 visuelle comprend un spectre des fréquences du signal reçu numérique à un instant donné.
7. Procédé selon l'une quelconque des deux revendications précédentes, dans lequel ladite représentation visuelle comprend un spectrogramme de la fréquence du
15 signal reçu numérique en fonction du temps.
8. Procédé selon l'une quelconque des trois revendications précédentes, dans lequel la dite représentation visuelle comprend une courbe représentant l'évolution temporelle de la puissance reçue dans une bande de fréquence prédéterminée.
20
9. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel :
 - on génère un signal dit de forts mouvements, la génération de ce signal de forts mouvements comprenant le filtrage du signal reçu pour ne conserver que les composantes reçues dans au moins une zone et de préférence deux zones situées de
25 part et d'autre de la fréquence centrale (34) du signal reçu et ne comprenant pas la fréquence centrale (34) du signal reçu;
 - lorsque l'on détecte dans cette ou ces zones une augmentation, supérieure à un seuil prédéterminé, on considère que le signal de respiration est invalide, le seuil prédéterminé étant supérieur ou égal à 30% de la valeur moyenne du signal de forts
30 mouvements.
10. Procédé selon la revendication précédente, dans lequel la génération du signal de forts mouvements comprend le filtrage du signal reçu pour ne conserver que les composantes reçues dans au moins deux zones présentant une largeur d'environ 10 à
35 15Hz et situées plus et moins 15 à 20Hz de part et d'autre de la fréquence centrale (34) du signal reçu; et dans lequel le seuil prédéterminé est supérieur ou égal à 50%

de la valeur moyenne du signal de forts mouvements calculée sur une période glissante de 30 secondes à une minute.

11. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel
5 l'identification de l'expiration du sujet comprend la fourniture, à l'aide d'une unité de visualisation (7), d'une représentation visuelle apte à être visualisée par un opérateur.
12. Procédé selon la revendication 1, dans lequel l'identification de l'expiration du
sujet est effectuée de manière automatique par un algorithme de reconnaissance de
10 motifs reflétant la composition fréquentielle du signal reçu dans le plan temps/fréquence.
13. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel
pour chaque signal issu du capteur (111, 3.1,..., 3.x), on effectue une amplification de
15 ce signal avant sa numérisation et dans lequel on effectue de préférence l'étape suivante : on mélange ce signal avec un signal dont la fréquence est différente de celle des ondes acoustiques émises par l'émetteur (110, 2.1,..., 2.x), on amplifie le signal mélangé et on le filtre à l'aide d'un filtre passe-bas (4.4).
14. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel
20 plusieurs émetteurs (2.1,..., 2.x) sont répartis autour du sujet et dans lequel au moins certains des émetteurs (2.1,..., 2.x) émettent des ondes acoustiques de manière alternative et/ou séquentielle en fonction de la position et/ou de l'orientation du visage de l'utilisateur.
15. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel
25 plusieurs émetteurs (2.1,..., 2.x) sont répartis autour du sujet et, dans lequel chaque émetteur (2.1,..., 2.x) émet des ondes acoustiques dont la fréquence est différente de la fréquence des ondes acoustiques émises par les autres émetteurs (2.1,..., 2.x).
16. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 13, dans lequel plusieurs
30 émetteurs (2.1,..., 2.x) sont répartis autour du sujet, dans lequel plusieurs capteurs (111, 3.1,..., 3.x) sont répartis autour du sujet et dans lequel chaque capteur (3.1,..., 3.x) est associé à un émetteur (2.1,..., 2.x) formant ainsi un couple émetteur/ capteur et
35 chaque couple est associé à une fréquence distincte d'émission des ondes acoustiques.

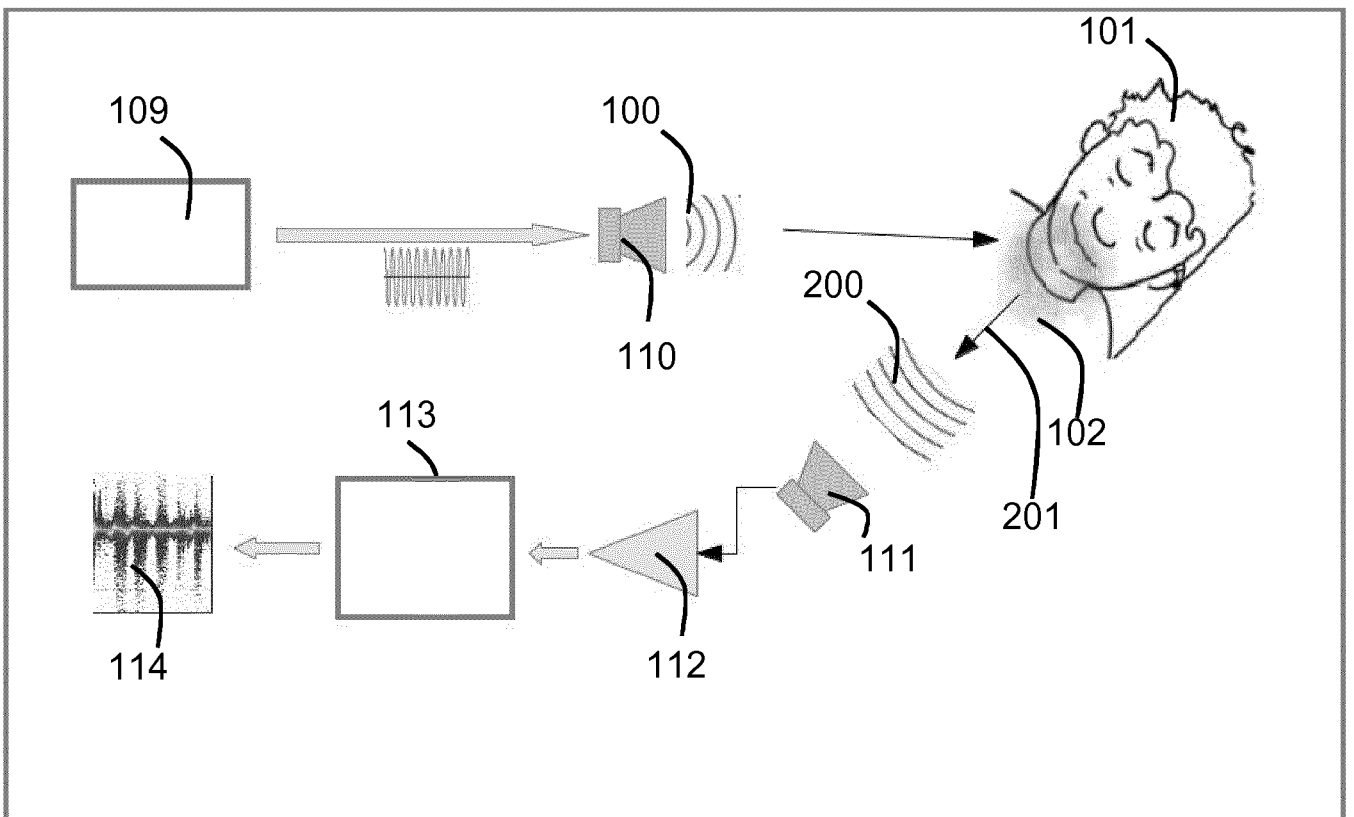
17. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel les ondes acoustiques sont reçues par une pluralité de capteurs (3.1,..., 3.x), et dans lequel pour chaque signal issu du capteur (3.1,..., 3.x); on mélange ce signal avec un
5 signal de mélange dont la fréquence est différente de celle des ondes acoustiques émises par l'émetteur (110, 2.1,..., 2.x), la fréquence de chaque signal de mélange étant différente ; on filtre chaque signal mélangé par un filtre passe bande, la bande de fréquences de chaque filtre passe bande étant différente ; on somme les signaux obtenus en sortie de chaque filtre passe bande ; puis on effectue l'étape de
10 numérisation sur le signal sommé.

18. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 16, dans lequel les ondes acoustiques sont reçues par une pluralité de capteurs (3.1,..., 3.x), dans lequel une unité de traitement (8) identifie le capteur (3.1,..., 3.x) qui reçoit le meilleur signal
15 acoustique, et dans lequel l'étape d'identification de l'expiration du sujet se base sur ce meilleur signal.

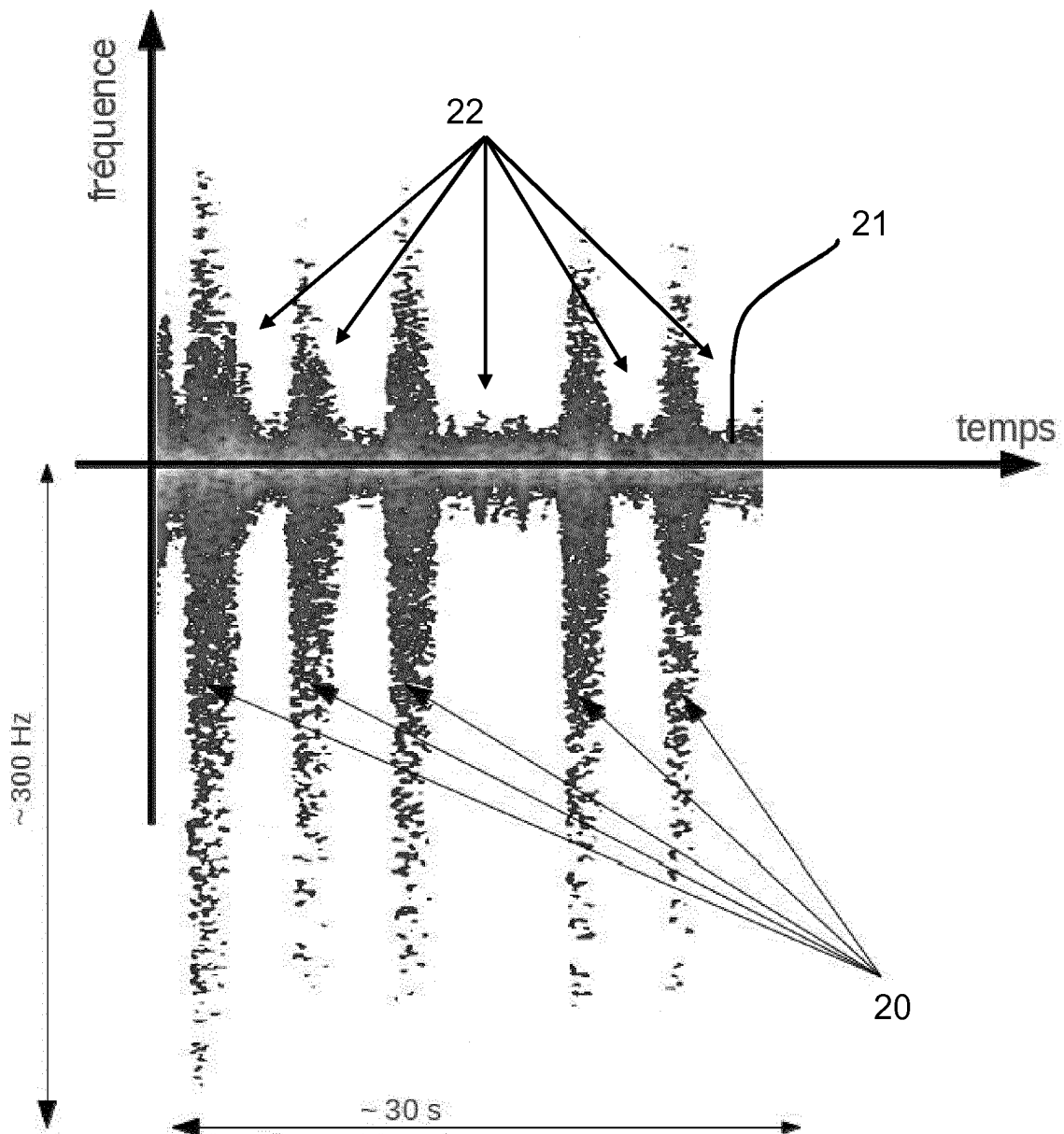
19. Système d'identification d'une activité respiratoire d'un sujet (101) comprenant :
– au moins un émetteur (110, 2.1,..., 2.x) d'ondes acoustiques apte à être orienté
20 de manière à émettre des ondes acoustiques en direction du visage du sujet (101),
– au moins un capteur (111, 3.1,..., 3.x) d'ondes acoustiques configuré pour recevoir les ondes acoustiques émises par ledit au moins un émetteur (110, 2.1,..., 2.x) et traversant un flux d'air expiré par le nez et/ou la bouche du sujet
25 (101) et configuré pour générer en réponse un signal reçu analogique,
– une unité (5) de conversion du signal reçu analogique en un signal reçu numérique,

caractérisé en ce qu'il comprend un dispositif de traitement (6, 7, 8, 9) configuré pour :
– suivre la composition fréquentielle du signal reçu au cours du temps ;
30 – identifier une expiration du sujet : lorsque, au cours du temps on détecte une variation de la puissance du signal reçu supérieure à 1dB dans une bande de fréquence prédéterminée (37, 38); ou par reconnaissance de formes reflétant la composition fréquentielle du signal reçu.

20. Système selon la revendication précédente, comprenant une pluralité de capteurs (111, 3.1,..., 3.x) disposés autour d'une position privilégiée du sujet et comprenant un support supportant les capteurs (111, 3.1,..., 3.x).
- 5 21. Appareil de caractérisation de l'activité respiratoire d'un sujet comprenant un système d'identification de l'activité respiratoire selon l'une quelconque des deux revendications précédentes.
- 10 22. Appareil selon la revendication précédente comprenant un système d'analyse de l'activité respiratoire identifiée.
23. Appareil de détection de l'apnée du sommeil ou d'apnée d'un nourrisson comprenant un système d'identification de l'activité respiratoire selon l'une quelconque des revendications 19 et 20.
- 15 24. Appareil de détection d'une présence humaine comprenant un système d'identification de l'activité respiratoire selon l'une quelconque des revendications 19 et 20.

Figure 1

2 / 12

Figure 2

3 / 12

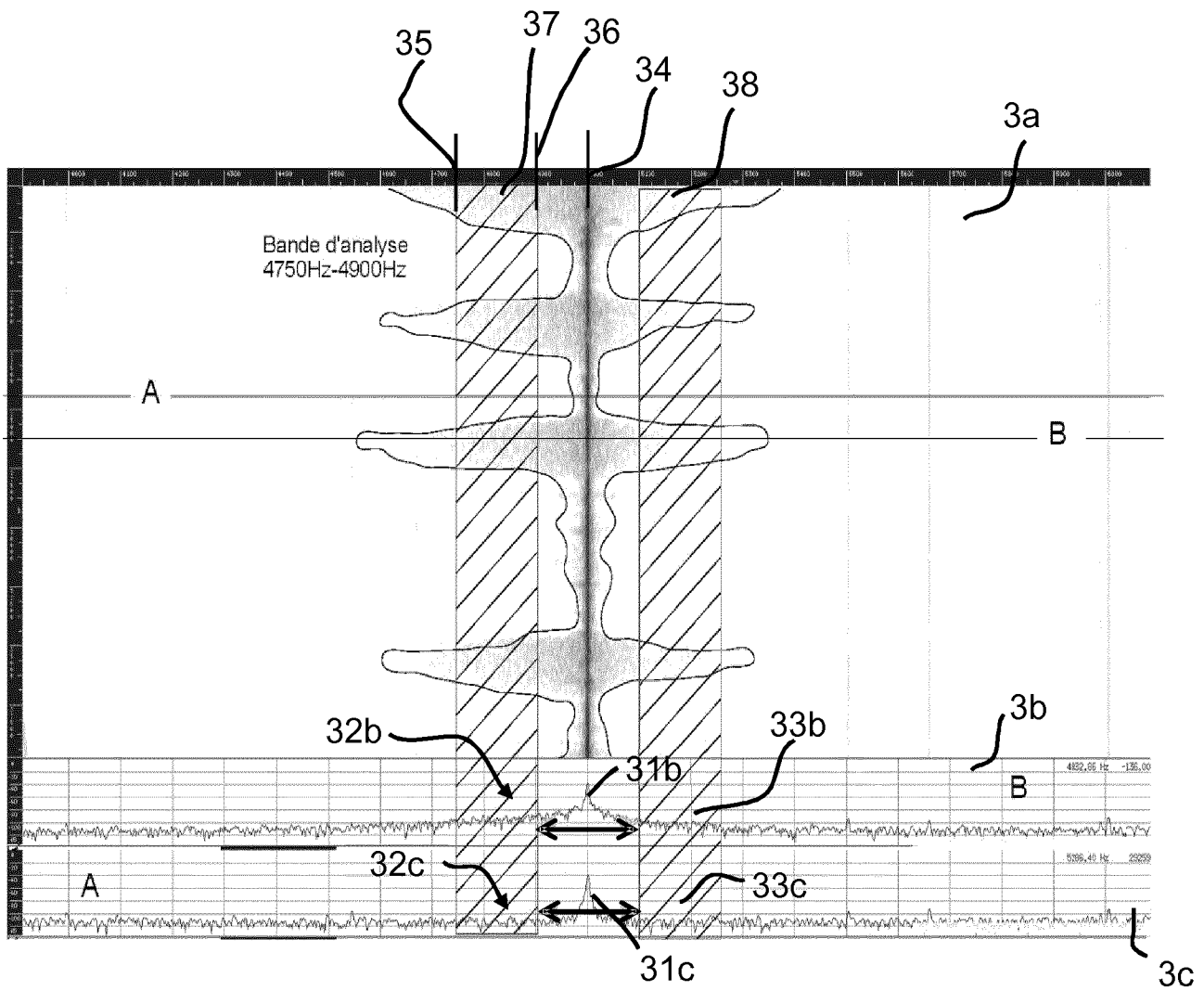
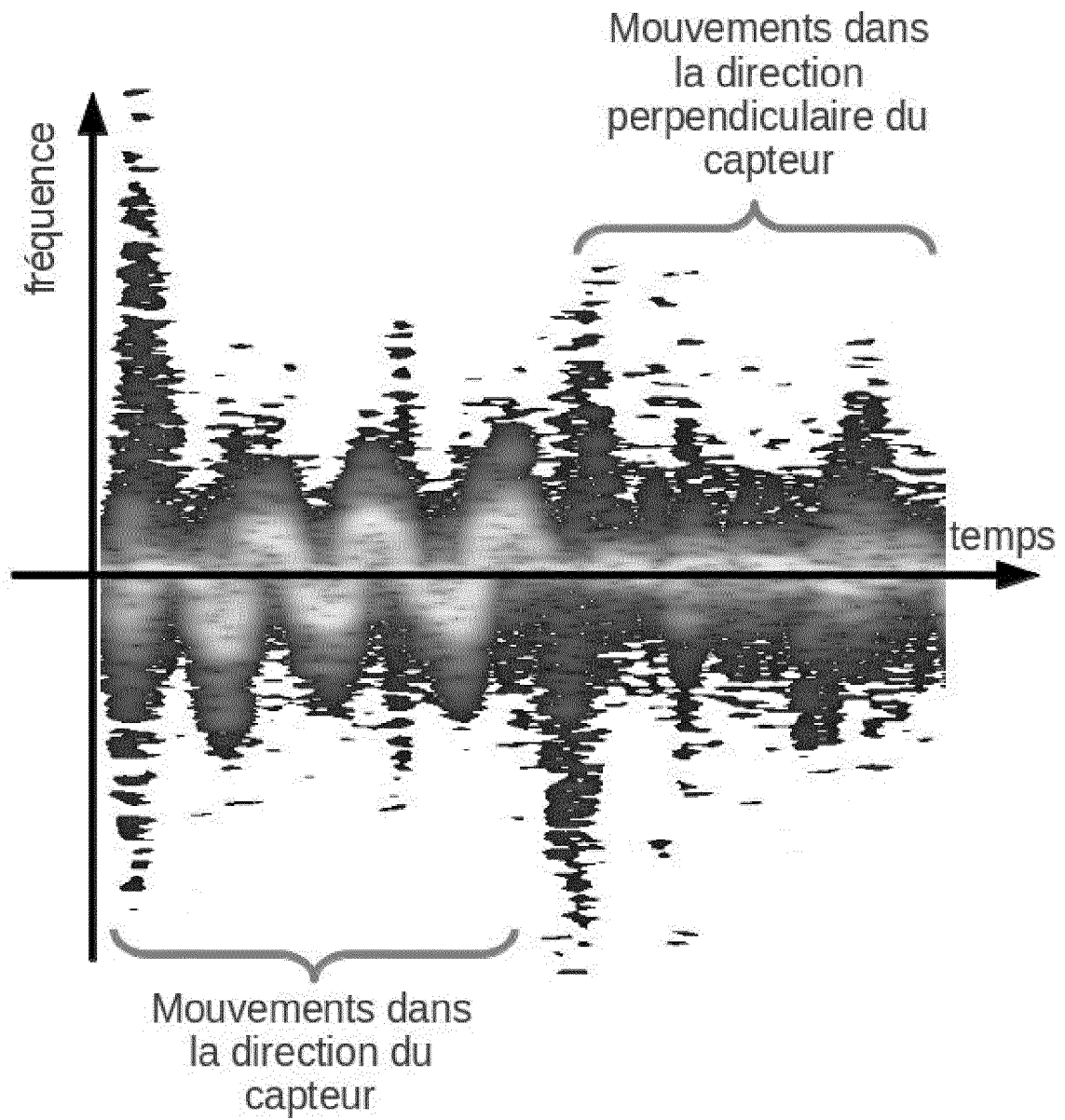


Figure 3

4 / 12

Figure 4

5 / 12

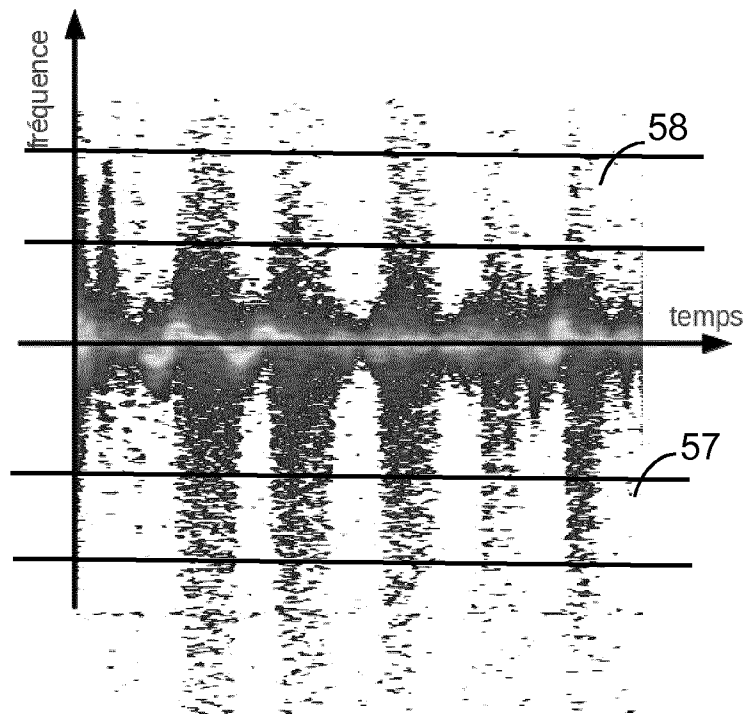


Figure 5

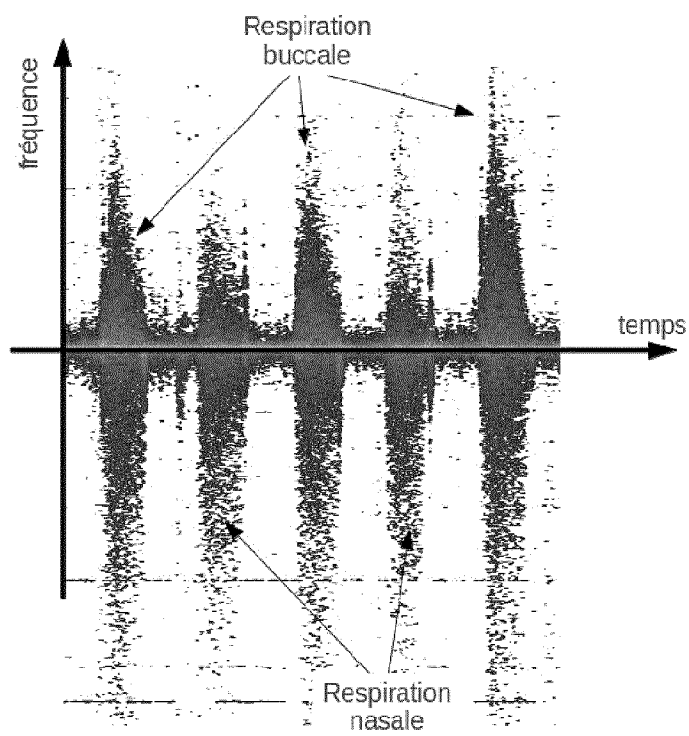
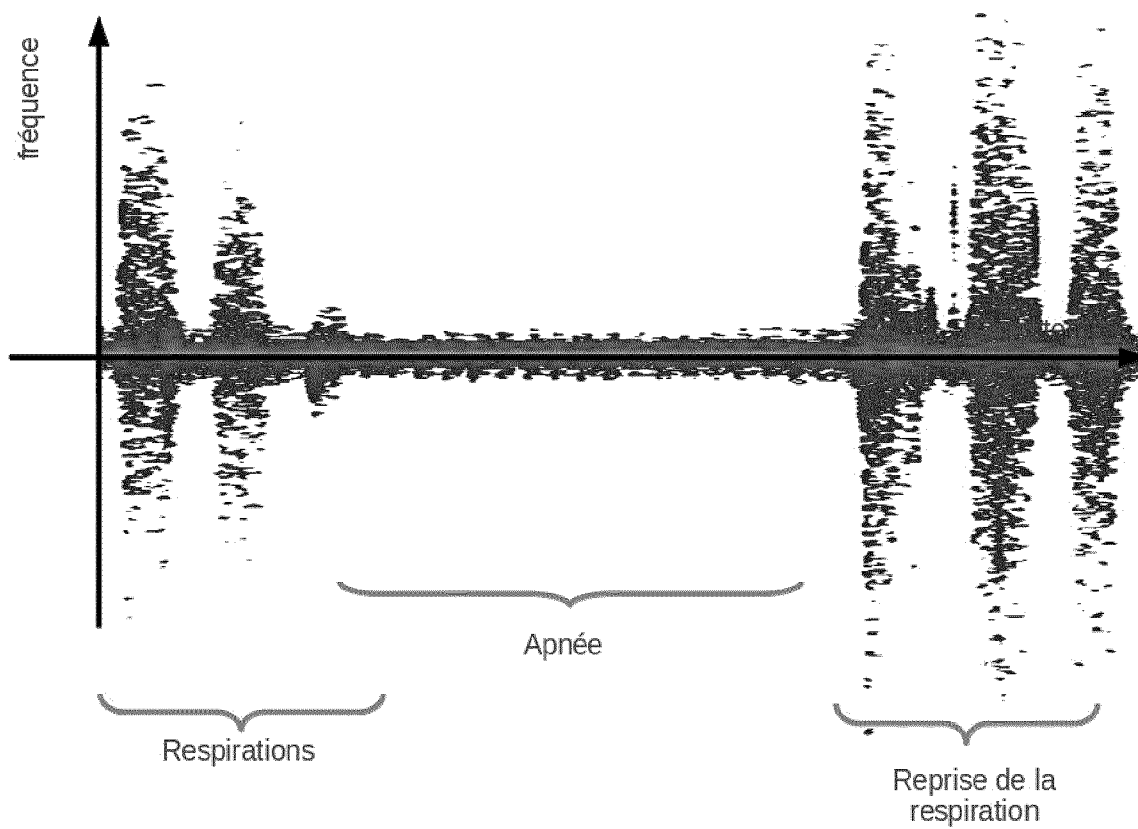


Figure 6

6 / 12

Figure 7

7 / 12

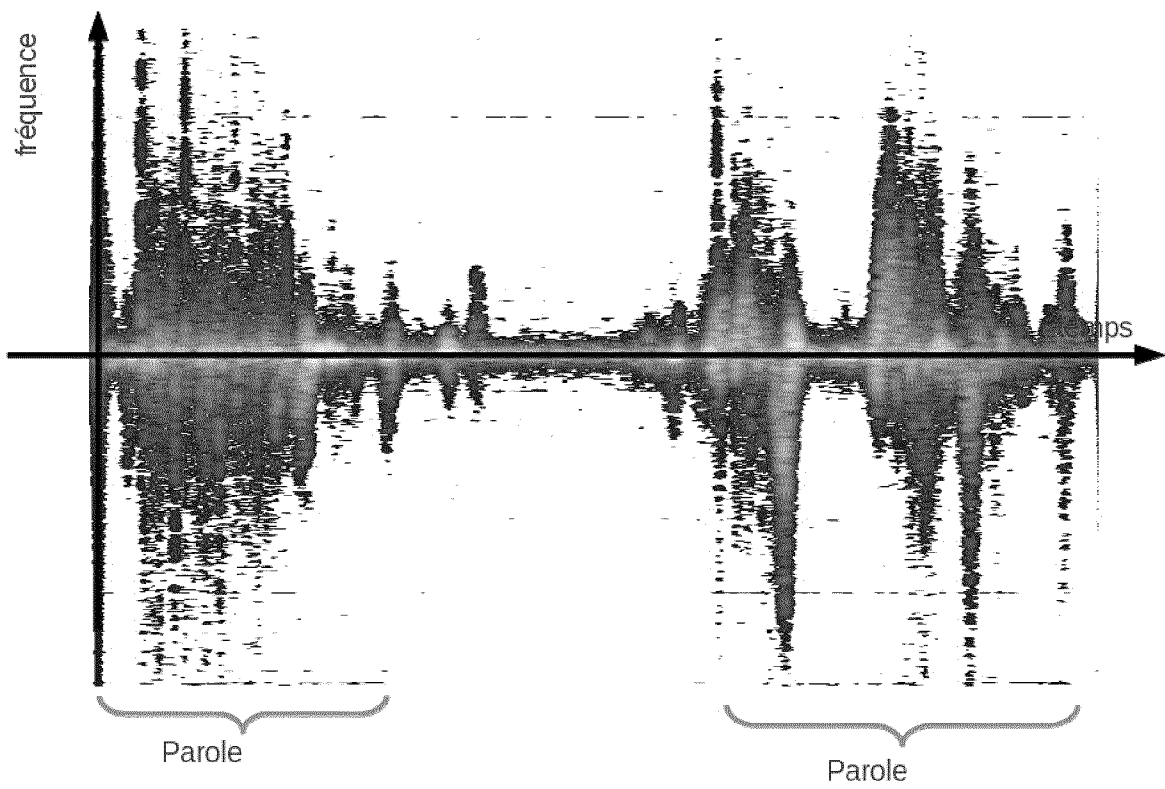


Figure 8

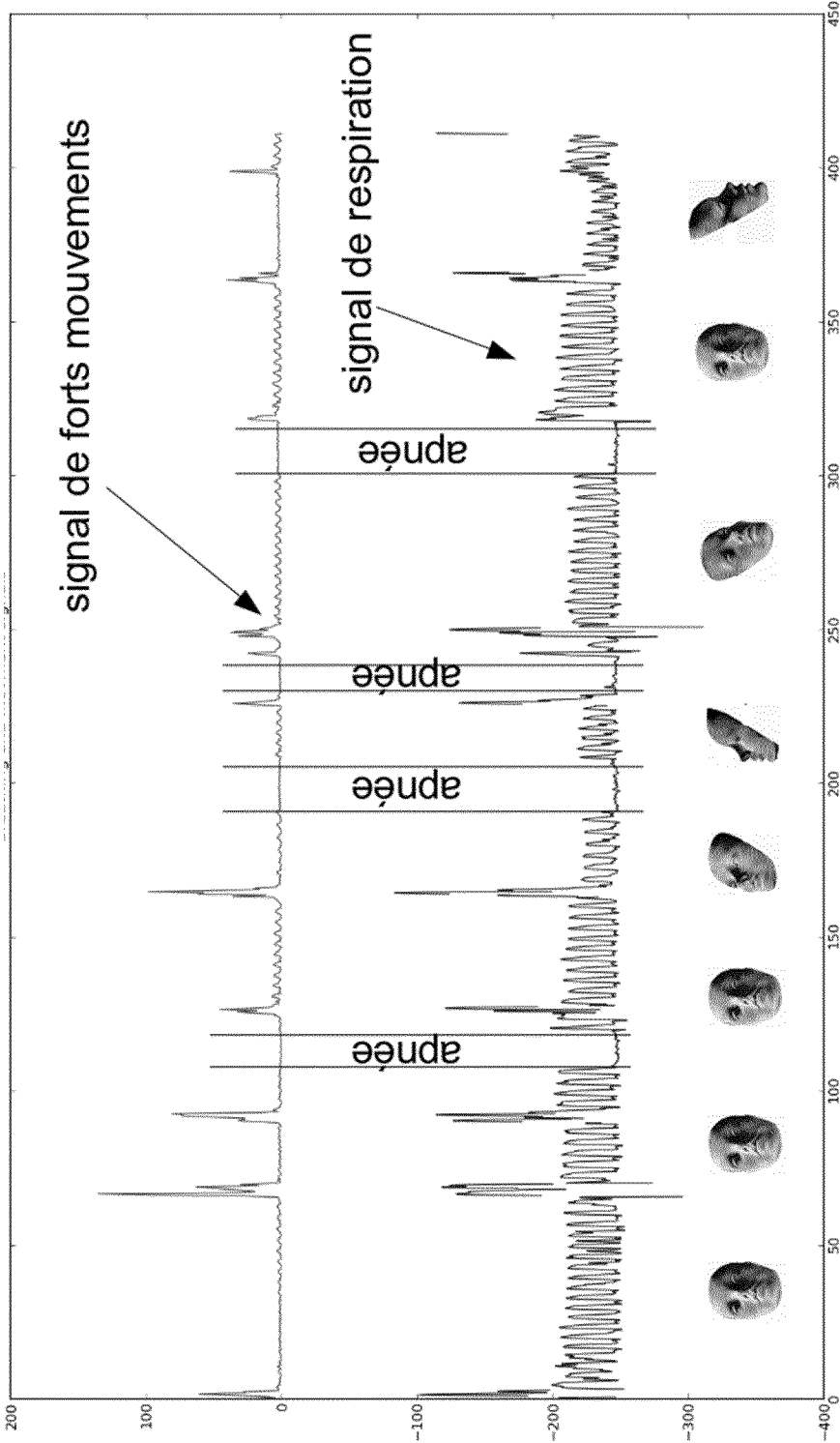


Figure 9

9 / 12

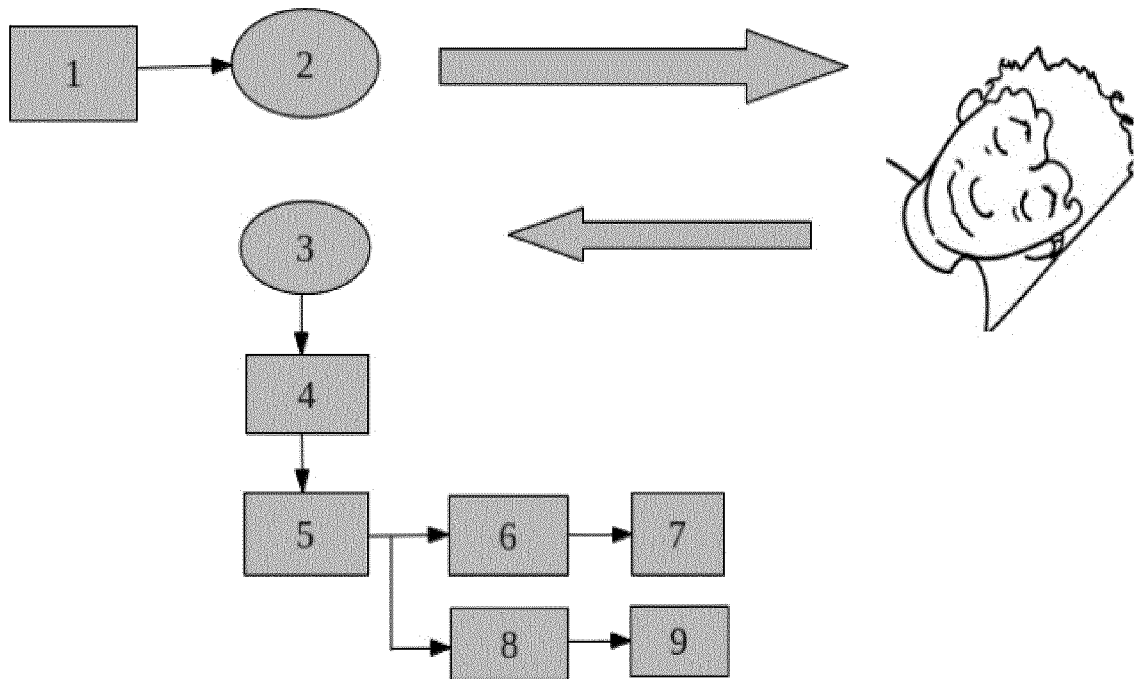


Figure 10

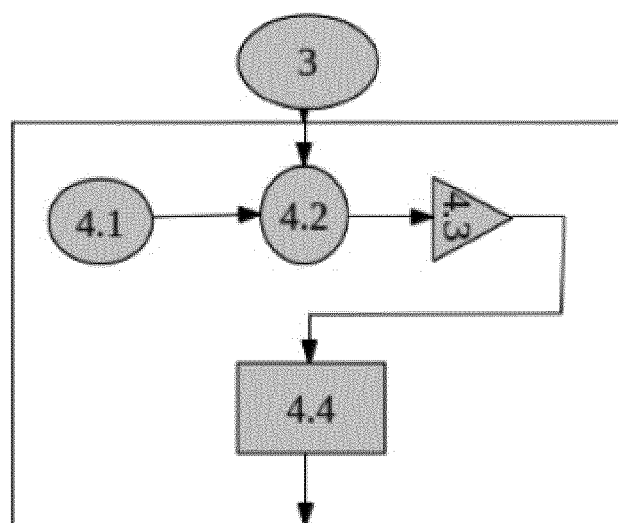


Figure 11a

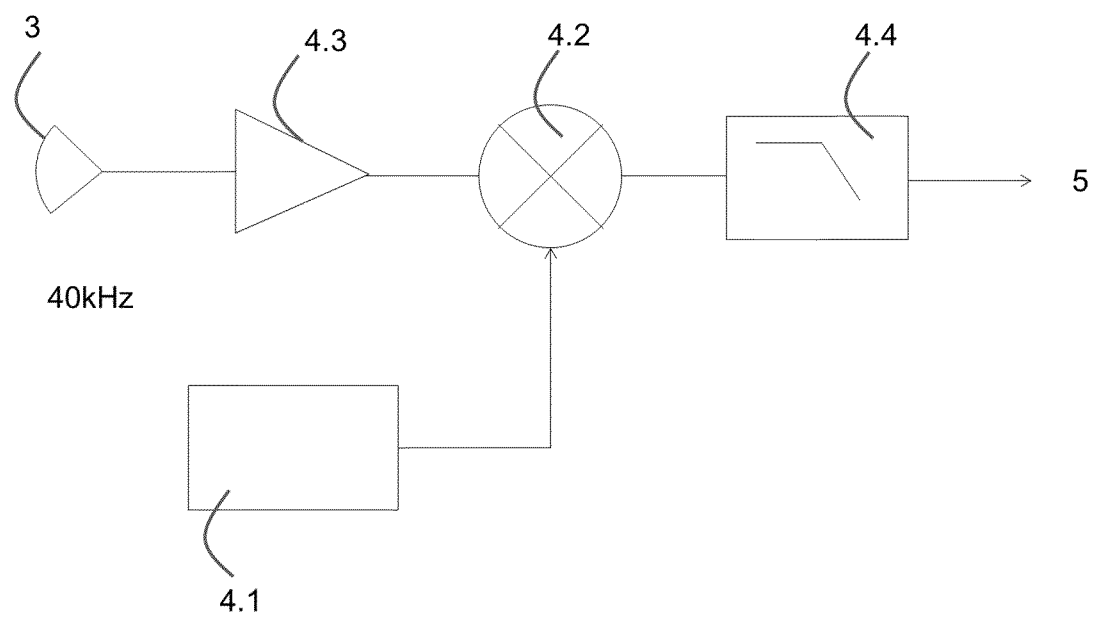


Figure 11b

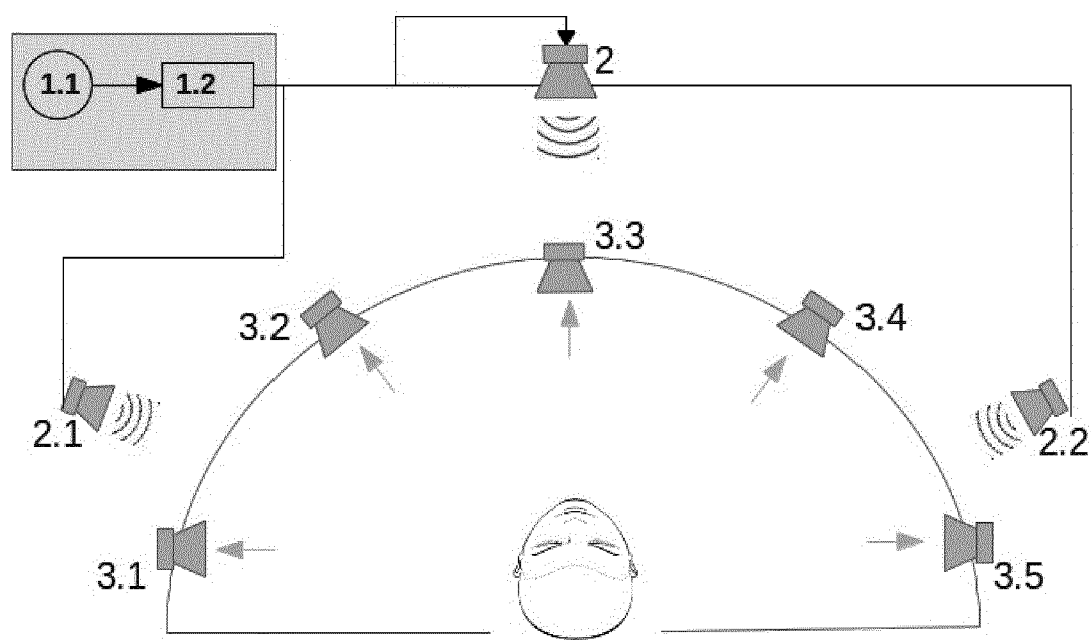
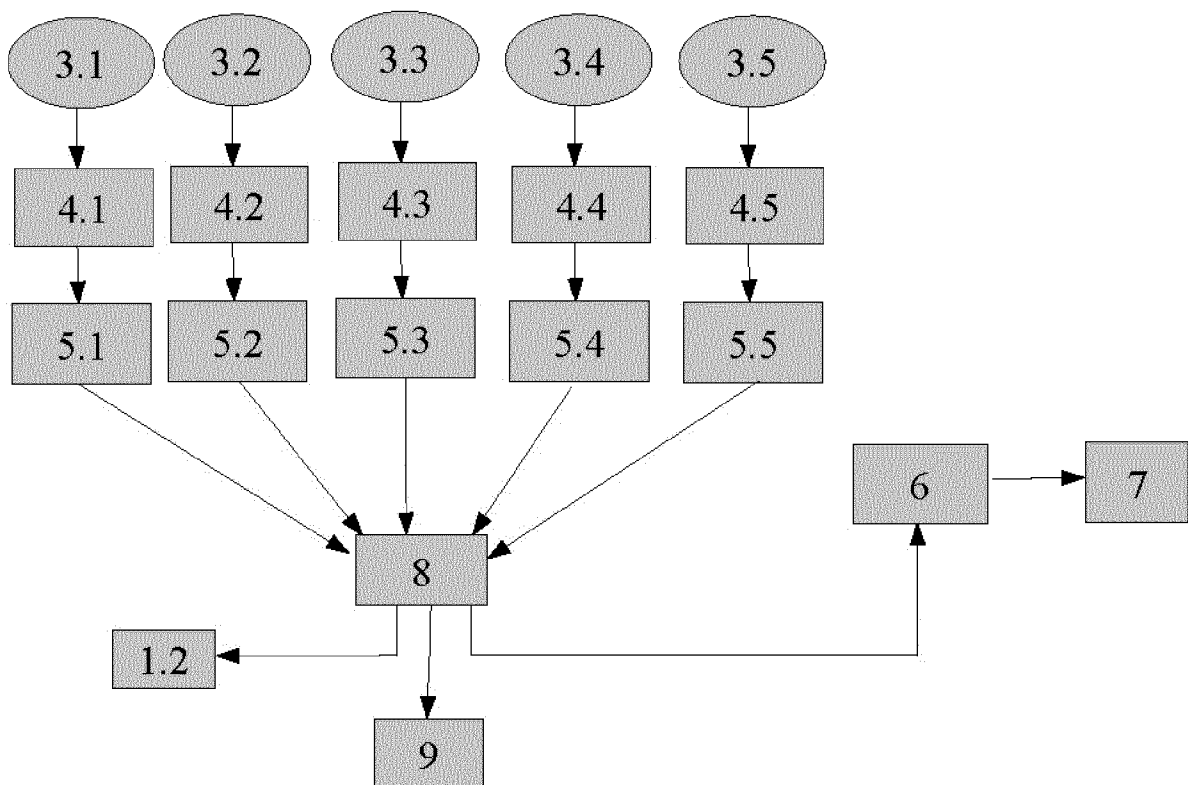
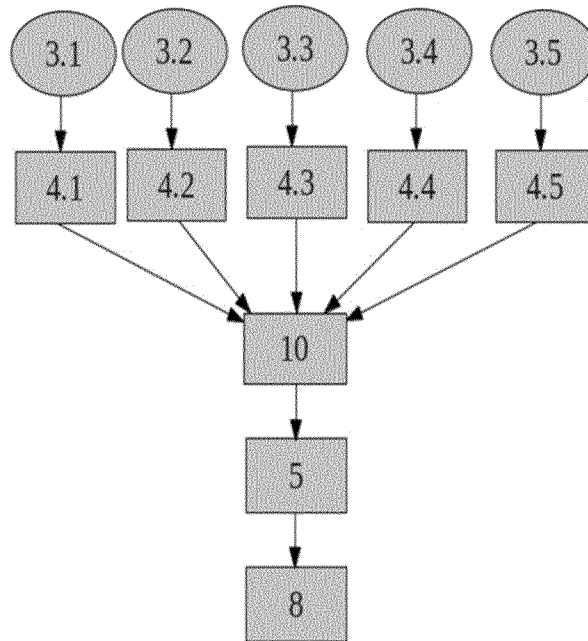
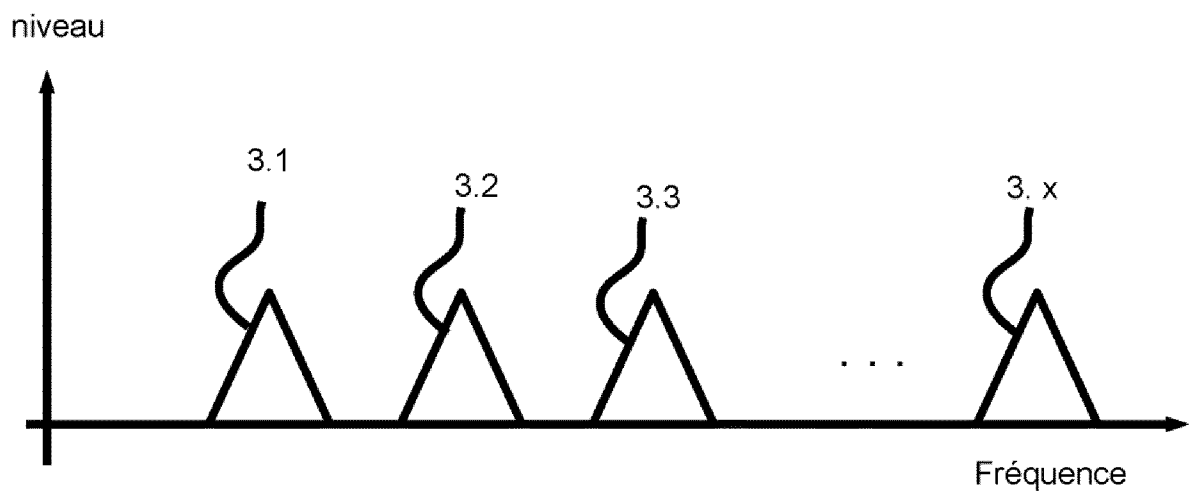


Figure 12

11 / 12

Figure 13

12 / 12Figure 14Figure 15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2014/066438

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B5/08 A61B5/087 A61B5/00
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B G01N

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 1 614 381 A1 (DELPHI TECH INC [US]) 11 January 2006 (2006-01-11) paragraphs [0001], [0005], [0013] - [0015], [0024], [0025] -----	1-24
X	US 5 509 414 A (HOEK BERTIL [SE]) 23 April 1996 (1996-04-23) column 2, line 61 - column 4, line 30 column 5, lines 32-63 -----	1
X	US 6 062 216 A (CORN STEPHEN B [US]) 16 May 2000 (2000-05-16) column 3, lines 7-27 column 9, line 27 - column 10, line 5 -----	1
X	US 2011/237948 A1 (CORN STEPHEN B [US]) 29 September 2011 (2011-09-29) paragraphs [0004], [0015] - [0026] ----- -/-	1



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

14 October 2014

Date of mailing of the international search report

20/10/2014

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Pohjamo, Terhi

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2014/066438

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2010/091168 A1 (BIANCAMED LTD [IE]; HENEGHAN CONOR [US]; ZAFFARONI ALBERTO [IT]; DE CH) 12 August 2010 (2010-08-12) paragraphs [0019], [0043] - [0052]; figures 7a,7b,8b,8d -----	1-24
A	EP 2 465 434 A1 (ASANOI HIDETSUGU [JP]; TEIJIN PHARMA LTD [JP]) 20 June 2012 (2012-06-20) paragraphs [0001], [0042], [0048], [0054] - [0065], [0110], [0111]; figures 1,2,11 -----	1-24

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2014/066438

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 1614381	A1	11-01-2006	AT 439803 T 15-09-2009
		EP 1614381 A1	11-01-2006
		US 2006009703 A1	12-01-2006

US 5509414	A	23-04-1996	NONE

US 6062216	A	16-05-2000	NONE

US 2011237948	A1	29-09-2011	NONE

WO 2010091168	A1	12-08-2010	AU 2010210569 A1 25-08-2011
		CA 2751649 A1	12-08-2010
		CN 102355852 A	15-02-2012
		EP 2393422 A1	14-12-2011
		JP 2012517293 A	02-08-2012
		KR 20110126646 A	23-11-2011
		US 2010204550 A1	12-08-2010
		WO 2010091168 A1	12-08-2010

EP 2465434	A1	20-06-2012	CN 102481127 A 30-05-2012
		EP 2465434 A1	20-06-2012
		KR 20120062750 A	14-06-2012
		SG 178363 A1	27-04-2012
		US 2012125337 A1	24-05-2012
		WO 2011019091 A1	17-02-2011

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale n°

PCT/EP2014/066438

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE INV. A61B5/08 A61B5/087 A61B5/00 ADD.		
Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB		
B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement) A61B G01N		
Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche		
Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si cela est réalisable, termes de recherche utilisés) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
X	EP 1 614 381 A1 (DELPHI TECH INC [US]) 11 janvier 2006 (2006-01-11) alinéas [0001], [0005], [0013] - [0015], [0024], [0025]	1-24
X	US 5 509 414 A (HOEK BERTIL [SE]) 23 avril 1996 (1996-04-23) colonne 2, ligne 61 - colonne 4, ligne 30 colonne 5, ligne 32-63	1
X	US 6 062 216 A (CORN STEPHEN B [US]) 16 mai 2000 (2000-05-16) colonne 3, ligne 7-27 colonne 9, ligne 27 - colonne 10, ligne 5	1
X	US 2011/237948 A1 (CORN STEPHEN B [US]) 29 septembre 2011 (2011-09-29) alinéas [0004], [0015] - [0026]	1
	-/-	
☒ Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents ☒ Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe		
* Catégories spéciales de documents cités: "A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent "E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date "L" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée) "O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens "P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée "T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention "X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément "Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier "&" document qui fait partie de la même famille de brevets		
Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée 14 octobre 2014		Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale 20/10/2014
Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Fonctionnaire autorisé Pohjamo, Terhi

C(suite). DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	WO 2010/091168 A1 (BIANCAMED LTD [IE]; HENEGHAN CONOR [US]; ZAFFARONI ALBERTO [IT]; DE CH) 12 août 2010 (2010-08-12) alinéas [0019], [0043] - [0052]; figures 7a,7b,8b,8d -----	1-24
A	EP 2 465 434 A1 (ASANOI HIDEITSUGU [JP]; TEIJIN PHARMA LTD [JP]) 20 juin 2012 (2012-06-20) alinéas [0001], [0042], [0048], [0054] - [0065], [0110], [0111]; figures 1,2,11 -----	1-24

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande internationale n°

PCT/EP2014/066438

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
EP 1614381	A1	11-01-2006	AT 439803 T	15-09-2009
			EP 1614381 A1	11-01-2006
			US 2006009703 A1	12-01-2006

US 5509414	A	23-04-1996	AUCUN	

US 6062216	A	16-05-2000	AUCUN	

US 2011237948	A1	29-09-2011	AUCUN	

WO 2010091168	A1	12-08-2010	AU 2010210569 A1	25-08-2011
			CA 2751649 A1	12-08-2010
			CN 102355852 A	15-02-2012
			EP 2393422 A1	14-12-2011
			JP 2012517293 A	02-08-2012
			KR 20110126646 A	23-11-2011
			US 2010204550 A1	12-08-2010
			WO 2010091168 A1	12-08-2010

EP 2465434	A1	20-06-2012	CN 102481127 A	30-05-2012
			EP 2465434 A1	20-06-2012
			KR 20120062750 A	14-06-2012
			SG 178363 A1	27-04-2012
			US 2012125337 A1	24-05-2012
			WO 2011019091 A1	17-02-2011

专利名称(译)	用于识别呼吸活动的方法和系统		
公开(公告)号	EP3027112A1	公开(公告)日	2016-06-08
申请号	EP2014747901	申请日	2014-07-30
[标]申请(专利权)人(译)	UNIV DU SUD土伦VAR		
申请(专利权)人(译)	南土伦 - 瓦尔大学		
当前申请(专利权)人(译)	南土伦 - 瓦尔大学		
[标]发明人	ARLOTTO PHILIPPE JEAN BERNARD GRIMALDI MICHEL GINOUX JEAN MARC GINOUX NAECK ROOMILA		
发明人	ARLOTTO, PHILIPPE JEAN BERNARD GRIMALDI, MICHEL GINOUX, JEAN-MARC GINOUX NAECK, ROOMILA		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/087 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/087 A61B5/4818 A61B5/7257 A61B8/488 A61B8/5223 G16H50/30		
优先权	2013057569 2013-07-31 FR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的一个方面涉及一种用于识别对象 (101) 的呼吸活动的方法，包括： - 通过至少一个发射器 (110,2.1 , ... , 2.x) 向所述发射器发射声波。受试者的鼻子和/或嘴 (101) ， - 通过至少一个传感器 (111,3.1 , ... , 3.x) 接收通过鼻子呼出的空气流的声波和/或者，对象 (101) 的口，以及作为响应，产生接收的模拟信号， - 接收的模拟信号的数字化以形成接收的数字信号，其特征在于由同一发射机 (110 , 2.1 , , 2.x) 是单频的，并且它包括以下步骤： - 随时间监测接收信号的频率成分， - 识别受试者的呼气：随着时间的推移，a在预定频带 (38,37) 中检测到接收信号功率大于1dB的变化;或者通过反映接收信号的频率成分的模式识别。