

12

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22 Date de dépôt : 07.04.09.

30 Priorité :

43 Date de mise à la disposition du public de la
demande : 08.10.10 Bulletin 10/40.

56 Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du
présent fascicule*

60 Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

71 Demandeur(s) : ASSISTANCE PUBLIQUE HOPITAUX
DE PARIS - AP-HP — FR.

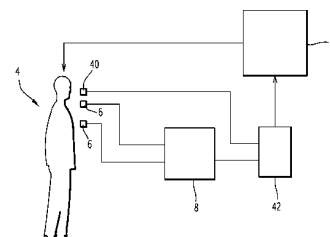
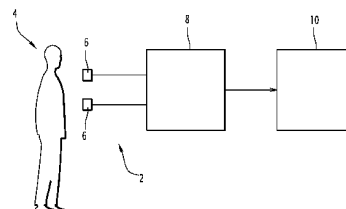
72 Inventeur(s) : HEYER LAURENT et GUMERY
PIERRE YVES.

73 Titulaire(s) : ASSISTANCE PUBLIQUE HOPITAUX
DE PARIS - AP-HP.

74 Mandataire(s) : CABINET LAVOIX.

54 SYSTEME ET PROCEDE DE TRAITEMENT DE SIGNAUX POUR LA DETECTION D'UNE ACTIVITE
FONCTIONNELLE CYCLIQUE EN TEMPS REEL.

57 Système de traitement de signaux pour la détection
en temps réel d'une activité fonctionnelle cyclique, compre-
nant des moyens de réception simultanée de signaux ac-
quis par un réseau de capteurs comportant au moins deux
capteurs; des moyens d'enregistrement et de prétraitement
des signaux acquis pendant une pluralité de cycles
successifs; des moyens d'identification de combinaison
d'événements à partir des enregistrements des signaux ac-
quis permettant d'effectuer une calibration comportant: des
moyens d'identification d'une pluralité d'événements dans
les signaux acquis, chaque signal incluant un événement
identifié; des moyens de définition d'un modèle de l'activité
fonctionnelle, constitué d'un ordre temporel d'événements
et des retards moyens entre les événements et des moyens
de définition d'une fenêtre temporelle de détection à partir
du modèle de l'activité fonctionnelle.



Système et procédé de traitement de signaux pour la détection d'une activité fonctionnelle cyclique en temps réel

La présente invention concerne un système et un procédé de traitement de signaux pour la détection d'une activité fonctionnelle périodique en temps réel, en particulier une activité musculaire respiratoire.

On connaît des dispositifs de surveillance de l'activité respiratoire d'un patient comprenant un unique capteur de mesure de l'activité musculaire respiratoire. Généralement, ce capteur de mesure est une électrode placée à proximité du muscle exploré pour obtenir un bon rapport signal sur bruit. D'après l'article "*Neural control of mechanical ventilation in respiratory failure, Nature medicine 1999, Sinderby et al.*", la qualité du signal obtenue permet un contrôle en temps réel d'un appareil d'assistance respiratoire, tel qu'un ventilateur, par l'activité musculaire respiratoire (AMR) d'un seul muscle : le diaphragme. Cependant cette solution n'est pas adaptée pour la mesure de l'activité des muscles respiratoires autres que le diaphragme. De plus, bien qu'elle ne soit pas une mesure intramusculaire (à l'aiguille), cette mesure est invasive.

On connaît des dispositifs non invasifs qui comprennent une électrode de surface dont la mesure n'est pas robuste. Pour cela, il existe des dispositifs non invasifs qui comprennent une électrode de surface dont le signal est synchronisé avec un signal de débit. Selon l'article "*Optimized analysis of surface electromyograms of the scalenes during quiet breathing in humans, Respiratory Physiology & Neurobiology 2006, Hug F. et al.*", ces dispositifs permettent d'obtenir avec précision et robustesse la localisation du déclenchement d'activité inspiratoire des muscles scalènes. Cependant cette mesure est longue et suppose une certaine stationnarité de l'activité respiratoire, par conséquent elle n'est pas adaptée à la détection de l'activité respiratoire en temps réel et ne peut donc être utilisée pour contrôler un ventilateur.

Le but de la présente invention est donc de résoudre ces problèmes en proposant un système et un procédé de traitement de signaux pour la détection d'une activité fonctionnelle périodique, notamment adapté à la détection de l'activité musculaire respiratoire en temps réel, de façon non invasive et robuste permettant ainsi une exploration de la fonction musculaire respiratoire ou autorisant le contrôle d'un appareil d'assistance respiratoire.

A cet effet, l'invention a pour objet un système de traitement de signaux pour la détection d'une activité fonctionnelle cyclique en temps réel, le système de traitement comprenant :

- des moyens de réception simultanée et prétraitement et notamment de filtrage, des signaux acquis par un réseau de capteurs comportant au moins deux capteurs ;

- des moyens d'enregistrement des signaux acquis pendant une pluralité de cycles successifs de traitement ;

- des moyens de d'identification de combinaison d'évènements à partir des enregistrements des signaux acquis permettant d'effectuer une calibration, comportant :

- des moyens d'identification d'une pluralité d'évènements dans les signaux acquis, chaque signal acquis d'un moyen d'acquisition incluant un évènement identifié,

- des moyens de définition d'un modèle de l'activité fonctionnelle, le modèle étant un ordre temporel (chronogramme) de la pluralité d'évènements identifiés et des retards moyens entre les évènements identifiés,

- des moyens de définition d'une fenêtre temporelle de détection à partir du modèle de l'activité fonctionnelle.

Selon d'autres aspects de l'invention, le système de traitement comprend l'une ou plusieurs des caractéristiques suivantes :

- la pluralité de cycles successifs de traitement comporte dix à vingt cycles,

- il comprend en outre des moyens de validation du réseau de capteurs comportant :

- des moyens de calcul des scores de cohérence de chaque couple de signaux acquis, et

- des moyens de comparaison de chaque score de cohérence calculés de chaque couple de signaux acquis à une valeur seuil,

- il comprend en outre des moyens de suivi de l'activité fonctionnelle pour un dernier cycle complet, comportant :

3

- des moyens de calcul d'une moyenne glissante des retards entre les signaux acquis pendant une pluralité de cycles successifs de suivi, la pluralité de cycles successifs de suivi comprenant le dernier cycle complet ; et,

5 - des moyens d'affichage de la moyenne glissante des retards,

- la pluralité de cycles successifs de suivi est inférieure à la pluralité de cycles successifs de traitement,

- les moyens de suivi comprennent en outre :

10 - des moyens de comparaison de la moyenne glissante des retards à la moyenne des retards calculée au cours de l'étape de calibration afin de détecter une anomalie ; et

- des moyens de génération et d'émission d'un signal d'alerte en cas d'anomalie,

15 - il comprend des moyens d'acquisition des signaux intégrant le réseau de capteurs,

- les moyens d'acquisition des signaux sont des moyens d'acquisition de signaux musculaires cardiaques,

20 - les moyens d'acquisition des signaux sont des moyens d'acquisition de signaux musculaires squelettiques,

- les moyens d'acquisition des signaux sont des moyens d'acquisition de signaux musculaires respiratoires,

- les moyens d'acquisition des signaux sont des moyens d'acquisition non invasifs,

25 - il comporte en outre des moyens complémentaires de traitement comportant :

- des moyens de réception d'un signal d'une activité ventilatoire d'un patient comprenant un évènement ventilatoire ;

30 - des moyens de détection en temps réel d'une demande ventilatoire, la demande ventilatoire étant définie par une succession ordonnée de l'évènement ventilatoire et des évènements respiratoires identifiés grâce au modèle d'activité respiratoire et détectés dans les signaux musculaires acquis, et

- des moyens de génération et de transmission d'un signal de commande à un appareil d'assistance respiratoire relié à un patient, et

- il comporte en outre des moyens complémentaires de traitement comportant des moyens d'acquisition d'informations relatives à l'état de l'appareil d'assistance respiratoire et des moyens de comparaison de ces informations relatives à l'appareil d'assistance respiratoire et la détection de l'activité respiratoire du patient.

Ainsi, ce système permet notamment d'améliorer les stratégies et les méthodes de surveillance et d'assistance de la fonction respiratoire en anesthésie et en réanimation, en utilisant une détection robuste en temps réel de l'activité musculaire respiratoire.

Ce système concerne toute information prélevée de façon indirecte et/ou construite à l'aide d'un modèle mathématique (donc de façon indirecte) qui constitue une image d'une contraction musculaire, telle que la contraction respiratoire : pression musculaire (P_{mus}), mécano gramme, électromyogramme.

Ce système est un moyen d'analyse conjuguée d'informations d'activité musculaire. Ces informations sont extraites de mesures indirectes telles que des mesures EMG ou MMG ou construite par le modèle comme la pression musculaire (cette pression correspond à un premier niveau de filtrage d'un signal de débit).

Ces informations sont à même de délivrer des événements par seuillage de niveau. En aucun cas, le système ne mesure l'activité, mais il détecte des événements représentatifs d'une activité musculaire, telle que l'activité respiratoire.

L'invention a également pour objet un procédé de traitement de signaux pour la détection d'une activité fonctionnelle cyclique en temps réel, destiné à être mis en oeuvre par un système de traitement du type précité, le procédé de traitement comprenant les étapes suivantes.

- réception simultanée des signaux acquis par un réseau de capteurs comportant au moins deux capteurs, et enregistrement des signaux acquis pendant une pluralité de cycles successifs de traitement ;

- calibration à partir des enregistrements des signaux acquis, la calibration comportant les étapes suivantes :

- 5 ▪ d'identification d'une pluralité d'évènements dans les signaux acquis, chaque signal acquis d'un moyen d'acquisition incluant un évènement identifié,
- définition d'un modèle de l'activité fonctionnelle, le modèle étant un ordre temporel de la pluralité d'évènements identifiés et des retards moyens de détection entre les évènements identifiés,
- 10 ▪ définition d'une fenêtre temporelle d'analyse à partir du modèle de l'activité fonctionnelle.

Selon d'autres aspects de l'invention, le procédé de traitement comprend l'une ou plusieurs des caractéristiques suivantes :

- il comprend, après l'étape de calibration, une étape de suivi de l'activité fonctionnelle pour un dernier cycle complet, comportant les étapes suivantes :
 - 15 - calcul d'une moyenne glissante des retards entre les signaux acquis pendant une pluralité de cycles successifs de suivi, la pluralité de cycles successifs de suivi comprenant le dernier cycle complet ; puis,
 - affichage de la moyenne glissante des retards,
 - 20 - les signaux acquis sont des signaux musculaires respiratoires et le modèle d'activité fonctionnelle est un modèle d'activité respiratoire, et
 - il comprend, après l'étape de calibration, les étapes suivantes :
 - une étape de réception d'un signal d'une activité ventilatoire d'un patient comprenant un évènement ventilatoire ;
 - 25 - une étape de détection en temps réel d'une demande ventilatoire, la demande ventilatoire étant définie par une succession ordonnée de l'évènement ventilatoire et des évènements respiratoires identifiés grâce au modèle d'activité respiratoire et détectés dans les signaux musculaires acquis, puis
 - 30 - une étape de génération d'un signal de commande d'un appareil d'assistance respiratoire relié à un patient.

Les inventeurs ont constaté de façon nouvelle qu'il était possible de décrire l'activité musculaire respiratoire par un réseau d'activité de différents muscles, appelé réseau physiologique, et de pouvoir qualifier ce réseau par un nombre limité de capteurs ou moyens d'acquisition d'un signal formant un « réseau instrumental ».

En physiologie et en physiopathologie, on peut décrire l'activité respiratoire musculaire comme étant le résultat de collaborations entre différents groupes musculaires. Cette collaboration représente des interactions complexes fortement non-linéaires qui peuvent être analysées en termes de couplages entre oscillateurs non-linéaires. Cependant, ces couplages sont modifiés en fonction de l'état clinique du patient. Les caractéristiques du réseau physiologique d'activation des muscles respiratoires ne sont pas connues *a priori* et doivent être réévaluées pour chaque patient et au cours de son évolution clinique.

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

- la figure 1 représente un schéma synoptique illustrant la structure d'un appareil de traitement de signaux acquis par un réseau de capteurs pour la détection d'une activité fonctionnelle périodique en temps réel selon l'invention,

- la figure 2 est un schéma bloc illustrant le procédé de traitement de signaux acquis par un réseau de capteurs pour la détection d'une activité fonctionnelle périodique en temps réel selon l'invention,

- la figure 3 est une représentation schématique des signaux acquis par un réseau de capteurs et du modèle obtenus lors de l'exécution du procédé de traitement de signaux tel qu'illustré que la figure 2,

- la figure 4 représente un schéma synoptique illustrant un appareil d'assistance respiratoire piloté par un appareil de traitement de signaux acquis par un réseau de capteurs pour la détection d'une activité fonctionnelle périodique en temps réel et

- la figure 5 est un schéma bloc illustrant le procédé de traitement de signaux selon l'invention et exécuté par l'appareil illustré sur la figure 4.

En regard de la figure 1, le système 2 de détection de l'activité musculaire respiratoire (AMR) d'un patient 4 comprend au moins deux moyens d'acquisition 6

ou capteurs de signaux formant un réseau instrumental. Les moyens d'acquisition des signaux sont des moyens d'acquisition de signaux musculaires respiratoires.

De préférence, les moyens d'acquisition des signaux sont des moyens non invasifs, tels que des électrodes de surface, des capteurs électromyogrammes (EMG) ou myomécanogrammes (MMG).

Avantageusement, chaque capteur, invasif ou non, n'explore qu'un muscle particulier de l'appareil respiratoire musculaire.

Un de ces moyens d'acquisition peut être une mesure de débit à partir de laquelle sera construite une pression musculaire par une méthode connue de l'homme du métier.

Le système 2 de détection de l'AMR comporte en outre des moyens de traitements des signaux musculaires acquis par les moyens d'acquisition 6 selon un procédé de détection de l'activité musculaire respiratoire décrit en détail par la suite. Les moyens d'acquisition 6 sont connectés aux moyens de traitements des signaux musculaires.

Les moyens de traitements des signaux musculaires comprennent des moyens de réception simultanée des signaux acquis par le réseau de capteurs.

Ils comportent en outre des moyens d'enregistrement des signaux musculaires acquis pendant une pluralité de cycles successifs appelés « cycles de traitement » et des moyens de calibration du réseau instrumental à partir des enregistrements des signaux acquis. Cette calibration consistant à identifier une combinaison d'événements, les moyens de calibration seront également appelés moyens d'identification d'une combinaison d'événements.

Les moyens de calibration du réseau instrumental comprennent des moyens d'identification d'une pluralité d'événements dans les signaux acquis où chaque signal acquis d'un moyen d'acquisition inclue un événement identifié.

Les moyens de calibration comportent en outre des moyens de définition d'un modèle d'activation musculaire respiratoire. Le modèle est un ordre temporel de la pluralité d'événements identifiés et des retards moyens deux à deux entre les événements identifiés.

Les moyens de calibration comportent en outre des moyens de définition d'une fenêtre de détection temporelle à partir du modèle de l'activité musculaire respiratoire.

De plus, des moyens de validation de la position des capteurs 6 sont intégrés aux moyens de traitement des signaux.

Les moyens de validation de la position des capteurs 6 comportent des moyens de calcul d'un score de corrélation entre deux signaux et des moyens de comparaison de ce score de corrélation à une valeur déterminée par un opérateur.

Le système 2 de détection de l'activité musculaire respiratoire comporte en outre des moyens 10 de suivi de l'activité musculaire respiratoire et de son affichage en temps réel. Ainsi, pour un dernier cycle complet, les moyens 10 de suivi comportent des moyens de calcul d'une moyenne glissante des retards entre les signaux acquis pendant une pluralité de cycles successifs appelés « cycles de suivi ». Cette pluralité de cycles successifs de suivi intègre le dernier cycle complet. Les moyens 10 de suivi comportent en outre des moyens d'affichage de la moyenne glissante des retards.

Les moyens de suivi 10 peuvent également comporter des moyens de comparaison de la moyenne glissante des retards à la moyenne des retards calculée au cours de l'étape de calibration afin de détecter une anomalie et, des moyens de génération et d'émission d'un signal d'alerte en cas d'anomalie.

Lors d'une exploration de la fonction respiratoire, la démarche classique propose de sélectionner *a priori* le signal du muscle le plus représentatif du phénomène physiologique étudié, par exemple, la mesure du muscle inspiratoire principal lorsque c'est la fonction inspiratoire qui est étudiée. C'est le cas avec la mesure isolée de l'activité diaphragmatique qui réduit la génération d'un débit inspiratoire à l'activité de ce seul muscle.

Cependant, occulter par ce choix instrumental l'impact de la synergie entre le diaphragme et les autres muscles respiratoires sur l'efficacité de l'inspiration générée devient inadapté en clinique où la ventilation observée est dépendante d'une coopération optimale entre les différents muscles.

Néanmoins, pour explorer l'activité respiratoire musculaire d'un patient, il n'est pas non plus possible de mesurer l'activité de tous les muscles respiratoires qui interagissent. Ainsi, le système de détection intégrant le réseau formé par les moyens d'acquisition est nécessairement plus restreint que le réseau physiologique. Il est donc essentiel de s'assurer de la capacité du réseau instrumental à décrire efficacement l'organisation de l'activité de différents

muscles ou l'existence d'un réseau physiologique. L'existence d'une telle organisation permet alors de définir l'activité inspiratoire par une combinaison de différents événements respiratoires et d'assurer sa détection robuste.

C'est le but du procédé de détection d'une activité musculaire respiratoire en temps réel d'un patient tel que représenté sur la figure 2.

Dans une étape préalable 12, l'opérateur positionne au moins deux moyens d'acquisition ou capteurs sur des muscles respiratoires du patient participant à l'activité respiratoire de celui-ci de sorte que les moyens d'acquisition puissent détecter des signaux musculaires distincts les uns des autres.

De préférence, les capteurs sont positionnés sur des muscles respiratoires différents. L'ensemble des capteurs ainsi disposés forme le réseau instrumental.

Ensuite, au cours d'une étape de réception 14, on réceptionne simultanément les signaux musculaires détectés, par chaque moyen d'acquisition, on effectue un prétraitement en ligne notamment de filtrage, notamment pour éliminer des perturbations du type 50 Hz et du type ECG (électrocardiogramme), et on les enregistre pendant une pluralité de cycles respiratoires de traitement du patient.

De préférence, la pluralité de cycles respiratoires de traitement comporte 10 à 20 cycles respiratoires.

Puis on valide 16 la position de chaque moyen d'acquisition positionné sur le patient. Pour cela, on analyse les couplages potentiels et la cohérence entre les voies du réseau instrumental considérées deux à deux, c'est-à-dire entre les signaux musculaires pris deux à deux. En effet, l'analyse des informations partagées par les signaux issus de chaque capteur du réseau instrumental sur une échelle de temps longue (plusieurs dizaines de cycles) caractérise les couplages entre les activités des différents muscles explorés et en particulier leur relation temporelle. De façon connue, la mesure d'échange d'informations est décrite par Pompe B. *et al.* dans l'article intitulé *"Using mutual information to measure coupling in the cardiorespiratory system. IEEE Eng. Med. Biol. Mag 1998; 17: 32–39"*. Cette mesure d'échange d'informations prend en compte la non-linéarité des mécanismes et repose sur l'entropie de Shannon. Pour cela, on fait une analyse sur les enveloppes des signaux obtenus par redressement et intégration et sur des fenêtres glissantes de durée paramétrable. Ainsi, on élabore

de façon connue comme en elle-même l'enveloppe moyenne de chaque signal musculaire acquis sur la pluralité de cycles respiratoires et, on calcule 18 un score de cohérence ou niveau de couplage entre chaque couple de signaux musculaires.

5 Enfin, chaque score de cohérence calculé est comparé 20 à une valeur de seuil, préalablement déterminée par l'opérateur.

Si le score de cohérence est supérieur à la valeur de seuil, les deux signaux musculaires sont bien corrélés, ce qui valide la position des deux moyens d'acquisition sur les muscles respiratoires du patient.

10 Dans le cas contraire, les signaux musculaires sont non cohérents, alors l'opérateur modifie 22 la position d'au moins un moyen d'acquisition. L'opérateur peut modifier la position d'au moins un moyen d'acquisition sur le muscle où il était déjà positionné, ou bien le déplacer sur un autre muscle respiratoire ou encore le supprimer. Après avoir modifié la position d'au moins un moyen d'acquisition, les
15 étapes précédentes sont exécutées à nouveau jusqu'à l'obtention de signaux musculaires pertinents, c'est-à-dire, tous corrélés les uns entre eux et participant à l'activité musculaire respiratoire du patient. L'obtention de signaux musculaires pertinents valide la position de tous les moyens d'acquisition utilisés sur le patient.

20 Selon une variante, la validation 16 de la position des capteurs est réalisée manuellement par l'opérateur.

Après l'étape 16 de validation de la position de tous les moyens d'acquisition, on procède à l'étape 24 de calibration ou qualification de l'appareil de détection de l'activité musculaire respiratoire du patient.

25 Pour cela, à partir des enregistrements des signaux musculaires acquis, on définit 26 un modèle d'activation musculaire respiratoire du patient tel qu'équipé des moyens d'acquisition 6.

En effet, le calcul des fonctions de corrélation des signaux musculaires définit un ordre temporel d'activation des différents muscles respiratoires.

30 Pour cela, on identifie sur chaque signal musculaire le début d'un évènement représentatif de cette activation.

Puis, on détermine 26, à partir des enveloppes des signaux musculaires, le retard moyen entre deux évènements identifiés dans deux signaux et ce pour tous les signaux musculaires.

De préférence, la mesure des retards moyens plus spécifiquement liés aux débuts des activités des différents signaux représentatifs de l'organisation d'un évènement respiratoire, tel que la demande inspiratoire, est obtenue par la méthode d'accumulation cohérente *Respiratory Physiology & Neurobiology 2006*,
 5 *Hug F. et al.* "Pour mettre en œuvre cette méthode, on utilise en outre une mesure additionnelle de débit.

Par exemple, on utilise un critère standard pour déterminer le début de l'activation d'un muscle, à savoir : l'instant d'un évènement d'activation dans un signal est déterminé par le calcul de la dérivée locale ou pente de l'enveloppe du
 10 signal et on compare sa valeur à une valeur de référence choisie par l'opérateur.

A titre d'exemple, la figure 3 illustre l'intensité en fonction du temps de trois signaux acquis S_A , S_B et S_C sur des muscles A, B, C différents. L'ordre indique l'activation du muscle A avant celle du muscle C et enfin celle du muscle B aux instants respectifs t_A , t_B et t_C . Les retards moyens sont notés Δt_{AB} , Δt_{AC} et Δt_{CB} .

15 Cette méthode peut également être mise en œuvre en utilisant comme évènement la fin d'intensité d'activation des muscles ou une variation de pression musculaire.

L'ensemble des délais/retards moyens et l'ordre temporel d'activation des muscles respiratoires définit un modèle d'activité musculaire respiratoire (AMR) du patient également appelé modèle d'identification des activations et généralement représenté par un chronogramme.

Ces relations déterminent l'échelle de temps d'analyse de l'activité respiratoire, par exemple de l'activité inspiratoire du patient.

On définit 28 une fenêtre de détection temporelle à partir de ces retards/délais moyens, par exemple le début de la fenêtre de détection temporelle coïncide avec le premier évènement identifié et sa durée est le retard moyen le plus grand, c'est-à-dire entre le premier et le dernier évènement d'activation identifiés des muscles respiratoires.

L'étape de calibration 24 de l'appareil de détection de l'activité musculaire respiratoire du patient est alors terminée.

Cette étape 24 permet de qualifier la capacité du réseau de capteurs 6 distribués sur différents muscles impliqués dans l'activité respiratoire du patient à mettre en évidence un modèle d'activation des muscles respiratoires du patient 1.

Elle permet le choix des voies les plus pertinentes pour la qualification du réseau et finalement identifie l'échelle de temps d'analyse nécessaire pour la caractérisation des événements respiratoires, et en particulier inspiratoires.

Une fois le système qualifié et calibré, on peut l'utiliser pour suivre en temps réel l'activité musculaire respiratoire du patient.

Pour cela, la fenêtre de détection temporelle est actualisée pour suivre l'activité musculaire respiratoire du patient à chaque nouveau cycle respiratoire.

Ainsi, on calcule les retards moyens sur les M derniers cycles respiratoires successifs entre les signaux musculaires acquis en réalisant une moyenne glissante sur les M dernières valeurs des retards entre chaque couple de signaux musculaires. Le nombre M est déterminé par l'opérateur. Le nombre de cycles de suivi est inférieur au nombre de cycles de traitement. De manière avantageuse, il est compris entre 8 et 12 cycles respiratoires et de préférence, M est égal à dix.

Ensuite, les valeurs sont affichées sur les moyens d'affichage de l'appareil de détection d'activité musculaire.

Par la suite, les valeurs de ces retards peuvent être comparées aux valeurs calculées au cours de l'étape de calibration ou à des valeurs de référence déterminées par l'opérateur afin de détecter une anomalie, et en cas d'anomalie un signal peut être émis de manière sonore et/ou visuelle.

Ce suivi de l'activité musculaire respiratoire du patient est utile à l'anesthésiste et renseigne sur l'état du patient. A ce niveau, l'information clinique qui peut être extraite est par exemple une désorganisation de la fonction respiratoire, un inconfort respiratoire ou un état anesthésique.

L'appareil de détection de l'activité musculaire respiratoire est alors un appareil d'exploration du fonctionnement respiratoire du patient en temps réel.

Selon un autre mode de réalisation représenté sur la figure 4, l'appareil de détection de l'activité musculaire respiratoire comprend en outre des moyens complémentaires de traitement comportant des moyens d'acquisition d'un signal représentant une activité ventilatoire du patient et des moyens de réception de ce signal ventilatoire. Ce signal inclut un événement ventilatoire. De préférence, ces moyens d'acquisition ventilatoire comprennent au moins un capteur de débit d'air installé au niveau de la bouche du patient.

Les moyens complémentaires de traitement comprennent en outre des moyens de détection en temps réel d'une demande ventilatoire. La demande ventilatoire est définie par une succession ordonnée de l'évènement ventilatoire et des évènements respiratoires identifiés grâce au modèle d'activité respiratoire et

5 détectés dans les signaux musculaires acquis.

Les moyens complémentaires de traitement comprennent également des moyens de génération et de transmission d'un signal de commande à un appareil

44 d'assistance respiratoire relié à un patient.

Cet appareil met en oeuvre le procédé illustré sur la figure 5 et détaillé ci-dessous. Les étapes préalables pour réaliser la calibration 24 de l'appareil sont

10 identiques à celles décrites précédemment.

La calibration 24 ou qualification du réseau instrumental fournit une fenêtre adaptée au comportement du patient pour la détection robuste d'une demande respiratoire, de préférence inspiratoire, comme la combinaison d'évènements

15 respiratoires unitaires dans une fenêtre de détection donnée. Cette combinaison peut correspondre à une séquence temporelle d'activations unitaires et/ou une combinaison logique de ces différentes activations.

La calibration 24 de l'appareil permet de définir 26 le modèle d'activation musculaire respiratoire du patient tel qu'équipé des moyens d'acquisition.

Ce modèle peut être utilisé pour détecter de façon robuste un évènement respiratoire en temps réel, de préférence une demande inspiratoire du patient et ainsi déclencher une insufflation d'air au patient par un appareil d'assistance ventilatoire.

20

Pour cela, toute détection de la demande inspiratoire doit être réalisée dans un temps inférieur à un délai électro-mécanique qui sera défini par exemple, comme la différence entre la perception objective de l'activité inspiratoire au

25 travers du réseau de capteurs et le passage par zéro du débit d'air du patient.

C'est pourquoi, on mesure 50 une activité ventilatoire grâce à des moyens d'acquisition ventilatoire 40 installé sur le patient 4, par exemple près de sa

30 bouche.

On exploite cette mesure d'activité ventilatoire 50 et la détection d'activité musculaire respiratoire 52 pour générer 54 un signal de commande de l'appareil 44 d'assistance respiratoire. En effet, lorsqu'une demande inspiratoire est

détectée dans un temps inférieur au délai électro-mécanique, un signal de commande est émis vers l'appareil 44 d'assistance respiratoire pour déclencher l'insufflation d'air au patient.

5 Selon une variante, on exploite la mesure de l'activité musculaire respiratoire et la détection de l'évènement respiratoire pour détecter une anomalie dans le fonctionnement de l'appareil d'assistance respiratoire, par exemple une désynchronisation entre l'appareil préalablement programmé et le patient. En effet, la précision de la détection d'une activité inspiratoire étant inférieure au délai électro-mécanique, celle-ci peut-être exploitée pour évaluer la qualité de
10 l'ajustement entre l'activité inspiratoire d'un patient et de son appareil d'assistance respiratoire. Dans ce mode de fonctionnement, lorsqu'un défaut de qualité d'ajustement entre l'activité respiratoire du patient d'une part et son appareil d'assistance respiratoire est détectée, on émet un signal d'alerte sonore ou visuel pour avertir l'opérateur. Pour cela, le système 2 comprend des moyens
15 d'acquisition d'informations relatives à l'état de l'appareil d'assistance respiratoire et des moyens de comparaison de ces informations relatives à l'appareil d'assistance respiratoire et la détection de l'activité respiratoire du patient, telle qu'une demande inspiratoire.

L'homme du métier comprendra que quelque soit le mode d'utilisation, le
20 procédé prévoit la détection d'évènements dans la fenêtre de détection temporelle à partir du modèle d'activité fonctionnelle, celle-ci étant une fenêtre glissante, et il comprendra que le dispositif comporte des moyens de détection d'évènements dans la fenêtre de détection.

Ainsi, un système et un procédé selon l'invention permettent d'assurer une
25 mesure robuste de l'activité musculaire respiratoire d'un patient à partir de mesures non invasives sur plusieurs muscles et en temps réel permettant notamment de piloter le déclenchement d'un appareil d'assistance respiratoire.

En effet, grâce à ce procédé et à cet appareil, on substitue à la détection d'un évènement respiratoire à partir du signal d'un seul capteur, la détection d'une
30 combinaison d'évènements respiratoires d'un réseau de capteurs non-invasifs suffisant pour qualifier le modèle d'activation des muscles respiratoire du patient étudié. Cette approche par analyse conjointe d'évènements permet une

discrimination plus efficace entre l'activité respiratoire et les activités musculaires parasites (c'est-à-dire ne participant pas à la respiration).

Cette solution présente plusieurs avantages par rapport aux méthodes antérieures. D'une part, elle fournit une détection robuste de la demande
5 inspiratoire à partir de capteurs non-invasifs tout en conservant la précision temporelle acquise pour la détection sur un signal unique. Et d'autre part, elle représente une solution adaptative de la détection qui prend en compte la diversité et l'évolution du mode d'activation musculaire respiratoire du patient et la capacité instrumentale du réseau de capteurs développé pour l'exploration fonctionnelle.

10 Un tel appareil de détection d'une activité musculaire respiratoire peut être utilisé, par exemple, pour fournir une aide à la décision de sevrage de l'assistance respiratoire de patients ayant des troubles de vigilance. En effet, chez de tels patients, l'allongement du délai d'activation est associé à une dégradation de l'efficacité de l'activité musculaire respiratoire et à la nécessité de maintenir
15 l'assistance respiratoire mécanique. En permettant de détecter de tels allongements du délai d'activation, en particulier le délai d'activation entre différents muscles inspiratoires répartis selon un gradient rostro-caudal, le dispositif et le procédé selon l'invention permettent donc d'aider à prendre la bonne décision.

20 L'invention a été décrite dans le cadre de la détection d'une demande inspiratoire du patient. Cependant de manière évidente elle s'applique à la détection de tout autre événement respiratoire, par exemple une demande expiratoire du patient.

Egalement, l'invention est applicable à d'autres domaines par exemple en
25 réhabilitation motrice, pathologie du vieillissement et/ou cardiologie et, plus généralement tous les domaines où un « modèle d'activité fonctionnelle » et son altération en pathologie peut être identifié. Pour cela, les moyens d'acquisition des signaux sont notamment des moyens d'acquisition de signaux musculaires cardiaques ou musculaire squelettique.

REVENDEICATIONS

1.- Système de traitement de signaux pour la détection en temps réel d'une activité fonctionnelle cyclique, le système de traitement étant caractérisé en ce qu'il comprend :

- 5 - des moyens de réception simultanée de signaux acquis par un réseau de capteurs comportant au moins deux capteurs ;
- des moyens d'enregistrement et de prétraitement des signaux acquis pendant une pluralité de cycles successifs de traitement ;
- des moyens d'identification de combinaison d'évènements à partir des
10 enregistrements des signaux acquis permettant d'effectuer une calibration, comportant :
 - des moyens d'identification d'une pluralité d'évènements dans les signaux acquis, chaque signal acquis d'un moyen d'acquisition incluant un évènement identifié,
 - 15 ▪ des moyens de définition d'un modèle de l'activité fonctionnelle, le modèle étant chronogramme constitué d'un ordre temporel de la pluralité d'évènements identifiés et des retards moyens deux à deux entre les évènements identifiés,
 - des moyens de définition d'une fenêtre temporelle de détection à
20 partir du modèle de l'activité fonctionnelle.

2.- Système de traitement la revendication 1, caractérisé en ce que la pluralité de cycles successifs de traitement comporte dix à vingt cycles.

3.- Système de traitement selon l'une quelconque des revendications 1 à 2, caractérisé en ce qu'il comprend en outre des moyens de validation du réseau de
25 capteurs comportant :

- des moyens de calcul des scores de cohérence de chaque couple de signaux acquis,
- des moyens de comparaison de chaque score de cohérence calculés de chaque couple de signaux acquis à une valeur seuil.

30 4.- Système de traitement selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce qu'il comprend en outre des moyens de suivi de l'activité fonctionnelle pour un dernier cycle complet, comportant :

- des moyens de calcul d'une moyenne glissante des retards entre les signaux acquis pendant une pluralité de cycles successifs de suivi, la pluralité de cycles successifs de suivi comprenant le dernier cycle complet ; et,

- des moyens d'affichage (10) de la moyenne glissante des retards.

5 5.- Système de traitement selon la revendication 4, caractérisé en ce que la pluralité de cycles successifs de suivi est inférieure à la pluralité de cycles successifs de traitement.

6.- Système de traitement selon l'une quelconque des revendications 4 à 5, caractérisé en ce que les moyens de suivi comprennent en outre :

10 - des moyens de comparaison de la moyenne glissante des retards à la moyenne des retards calculée au cours de l'étape de calibration afin de détecter une anomalie ; et

- des moyens de génération et d'émission d'un signal d'alerte en cas d'anomalie.

15 7.- Système de traitement selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens d'acquisition des signaux intégrant le réseau de capteurs.

20 8.- Système de traitement selon la revendication 7, caractérisé en ce que les moyens d'acquisition des signaux sont des moyens d'acquisition de signaux musculaires cardiaques.

9.- Système de traitement selon la revendication 7, caractérisé en ce que les moyens d'acquisition des signaux sont des moyens d'acquisition de signaux musculaires squelettiques.

25 10.- Système de traitement selon la revendication 7, caractérisé en ce que les moyens d'acquisition des signaux sont des moyens d'acquisition de signaux musculaires respiratoires.

11.- Système de traitement selon l'une quelconque des revendications 7 à 10, caractérisé en ce que les moyens d'acquisition des signaux sont des moyens d'acquisition non invasifs.

30 12.- Système de traitement selon la revendication 10, caractérisé en ce qu'il comporte en outre des moyens complémentaires de traitement comportant :

- des moyens de réception d'un signal d'une activité ventilatoire d'un patient comprenant un évènement ventilatoire ;

- des moyens de détection en temps réel d'une demande ventilatoire, la demande ventilatoire étant définie par une succession ordonnée de l'évènement ventilatoire et des évènements respiratoires identifiés grâce au modèle d'activité respiratoire et détectés dans les signaux musculaires acquis, et

5 - des moyens de génération et de transmission d'un signal de commande à un appareil (44) d'assistance respiratoire relié à un patient.

13.- Système de traitement selon la revendication 10, caractérisé en ce qu'il comporte en outre des moyens complémentaires de traitement comportant des moyens d'acquisition d'informations relatives à l'état de l'appareil d'assistance
10 respiratoire et des moyens de comparaison de ces informations relatives à l'appareil d'assistance respiratoire et la détection de l'activité respiratoire du patient.

14.- Procédé de traitement de signaux pour la détection d'une activité fonctionnelle périodique en temps réel, destiné à être mis en oeuvre par un
15 système de traitement de signaux selon l'une quelconque des revendications 1 à 12, le procédé de traitement étant caractérisé en ce qu'il comprend les étapes suivantes :

- réception (14) simultanée des signaux acquis par un réseau de capteurs comportant au moins deux capteurs, et enregistrement des signaux acquis
20 pendant une pluralité de cycles successifs de traitement ;

- calibration (24) à partir des enregistrements des signaux acquis, la calibration comportant les étapes suivantes :

- d'identification d'une pluralité d'évènements dans les signaux acquis, chaque signal acquis d'un moyen d'acquisition incluant un évènement identifié,
25
- définition (26) d'un modèle de l'activité fonctionnelle, le modèle étant un ordre temporel de la pluralité d'évènements identifiés et des retards moyens deux à deux entre les évènements identifiés,
- définition (28) d'une fenêtre temporelle de détection à partir du
30 modèle de l'activité fonctionnelle.

15.- Procédé de traitement selon la revendication 14, caractérisé en ce qu'il comprend, après l'étape de calibration (24), une étape de suivi (30) de l'activité fonctionnelle pour un dernier cycle complet, comportant les étapes suivantes :

- calcul (32) d'une moyenne glissante des retards entre les signaux acquis pendant une pluralité de cycles successifs de suivi, la pluralité de cycles successifs de suivi comprenant le dernier cycle complet ; puis,

- une étape d'affichage (34) de la moyenne glissante des retards.

5 16.- Procédé de traitement selon l'une quelconque des revendications 14 à 15, caractérisé en ce que les signaux acquis sont des signaux musculaires respiratoires et en ce que le modèle d'activité fonctionnelle est un modèle d'activité respiratoire.

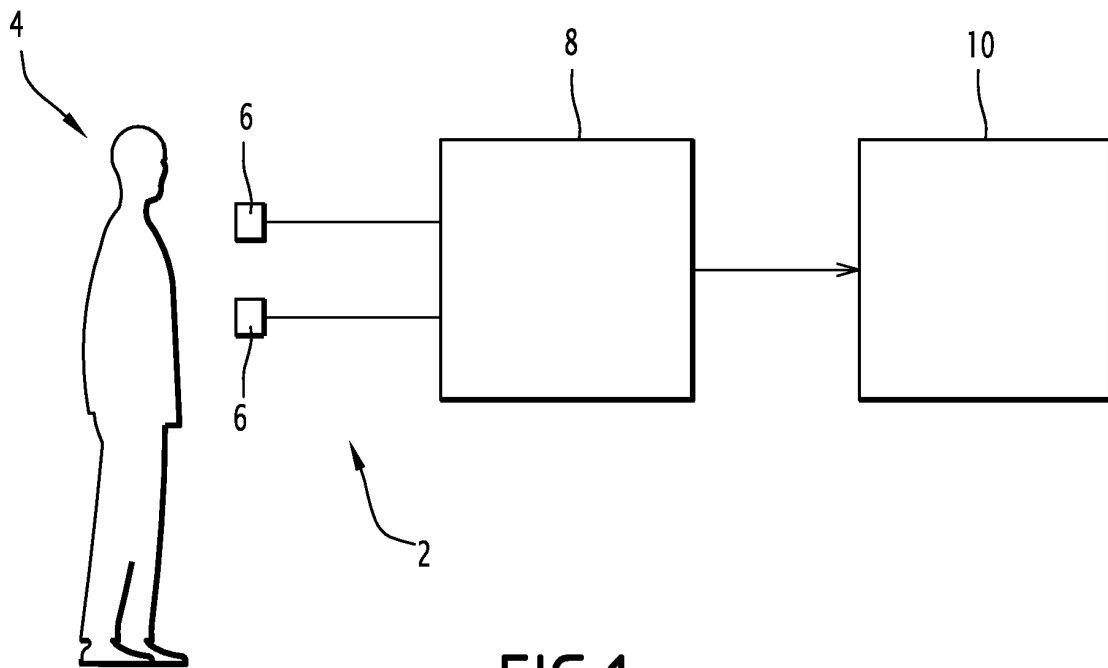
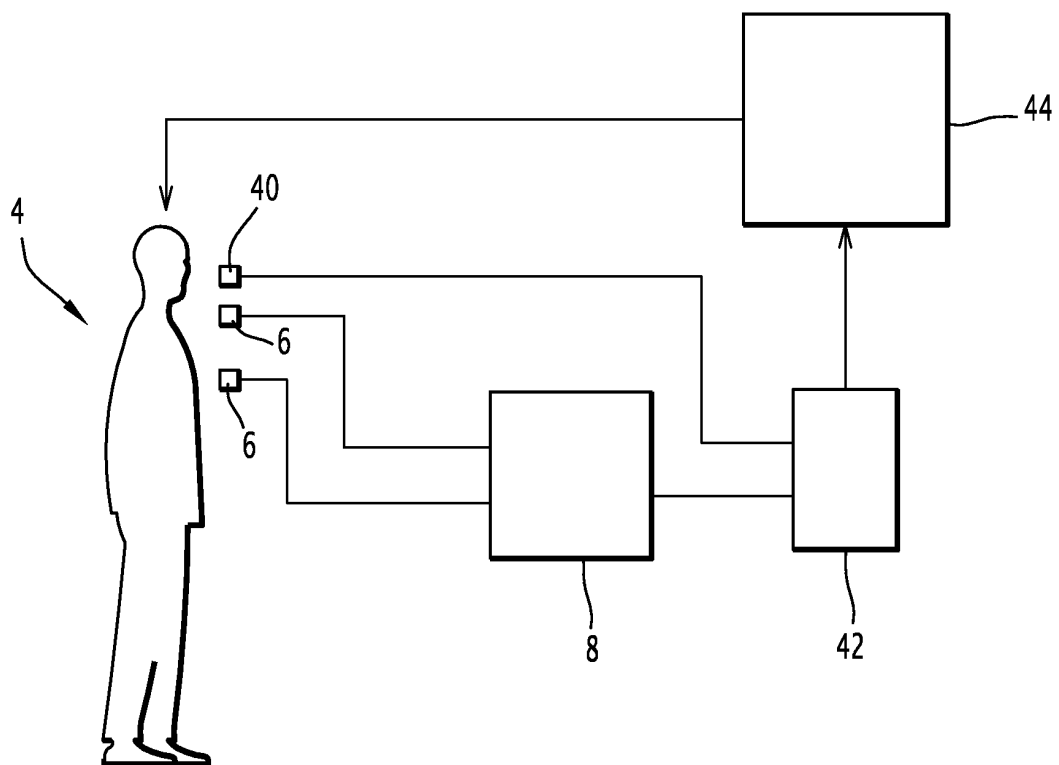
10 17.- Procédé de traitement selon la revendication 16, caractérisé en ce qu'il comprend, après l'étape de calibration (24), les étapes suivantes :

- une étape de réception (50) d'un signal d'une activité ventilatoire d'un patient comprenant un évènement ventilatoire ;

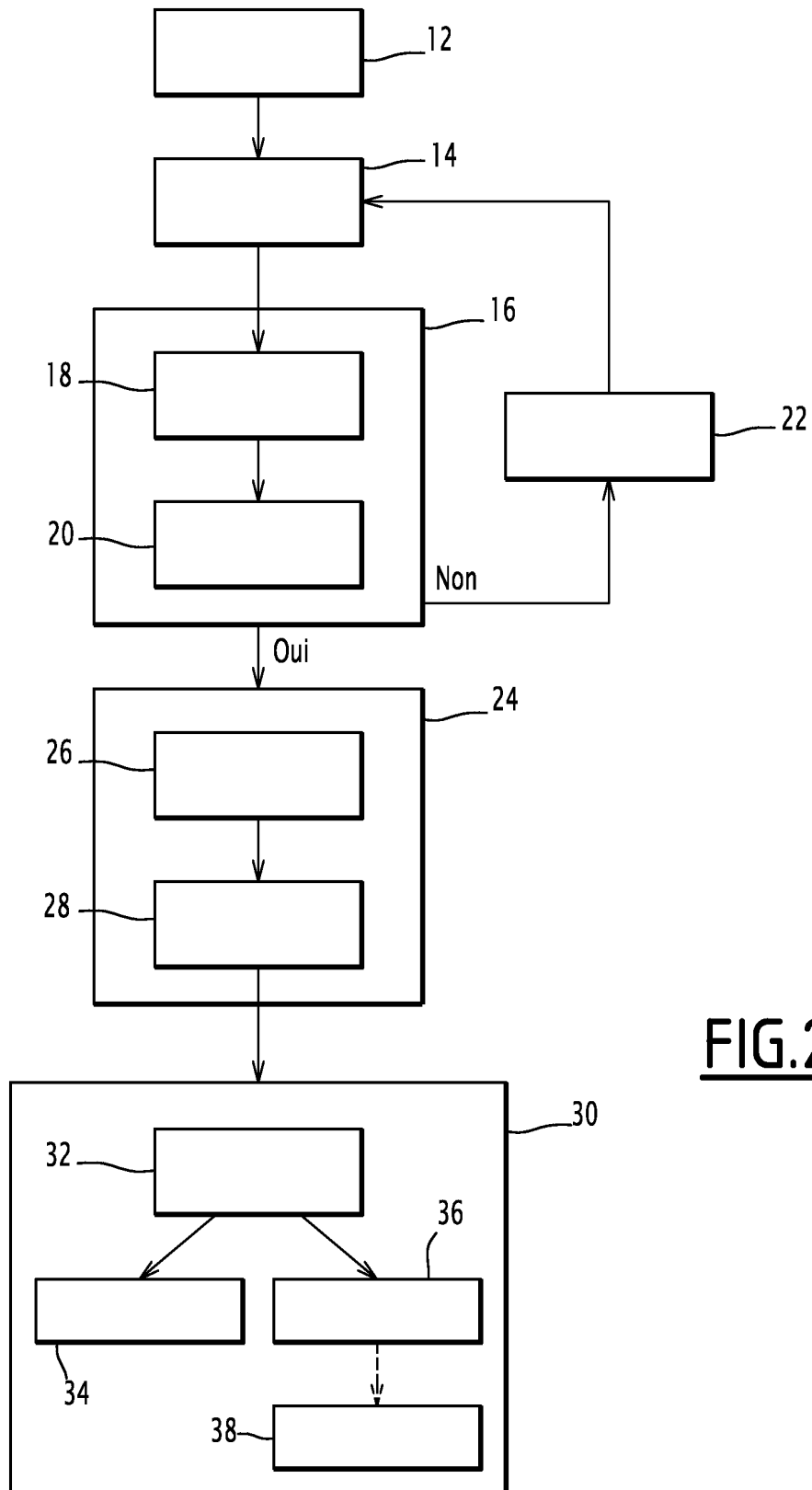
15 - une étape de détection (52) en temps réel d'une demande ventilatoire, la demande ventilatoire étant définie par une succession ordonnée de l'évènement ventilatoire et des évènements respiratoires identifiés grâce au modèle d'activité respiratoire et détectés dans les signaux musculaires acquis, puis

- une étape (54) de génération d'un signal de commande d'un appareil (44) d'assistance respiratoire.

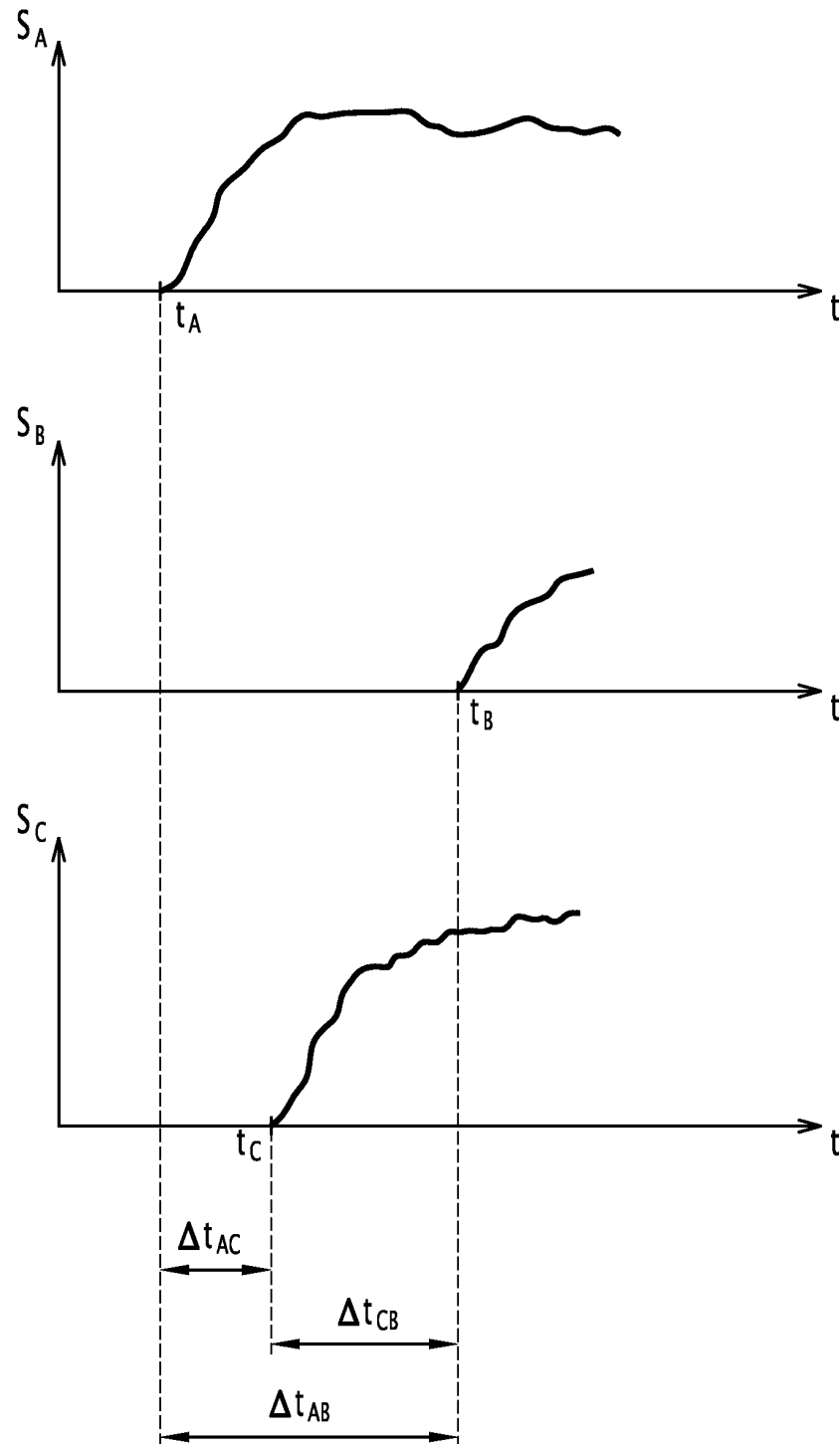
1/4

FIG.1FIG.4

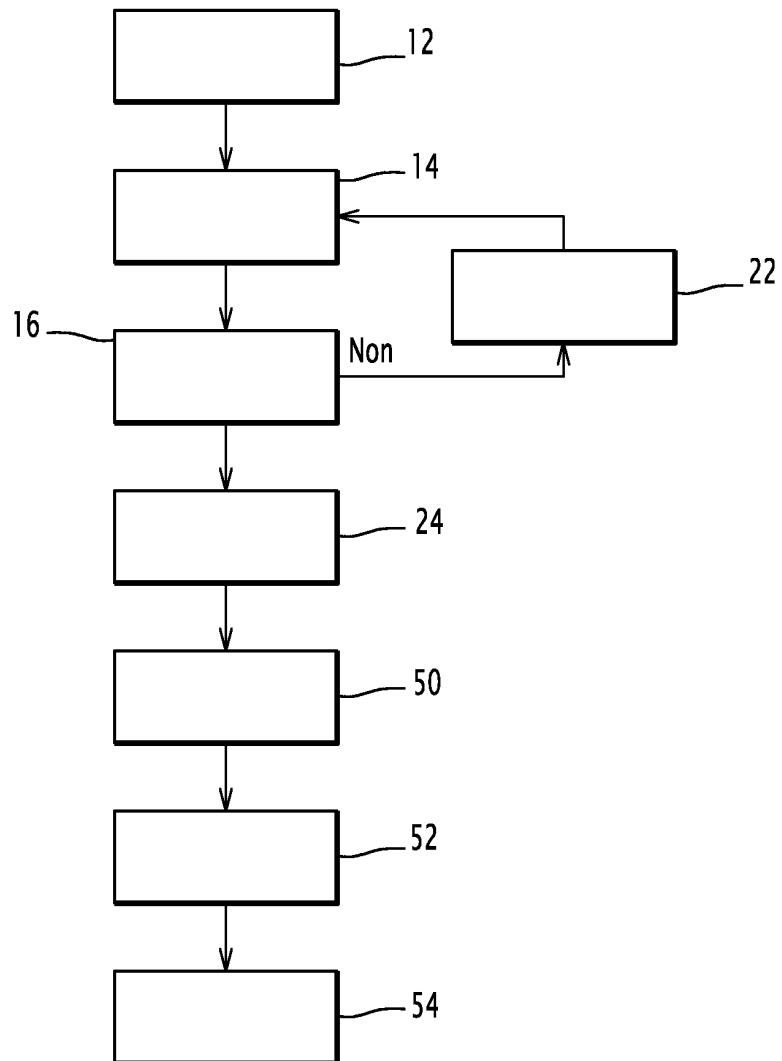
2/4

FIG.2

3/4

FIG.3

4/4

FIG.5



RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE

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

N° d'enregistrement
national

FA 723016
FR 0952277

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
X	US 6 840 907 B1 (BRYDON JOHN WILLIAM ERNEST [AU]) 11 janvier 2005 (2005-01-11)	1,3-17	A61B5/08
Y	* colonne 5, ligne 41 - colonne 6, ligne 62 * * colonne 11, ligne 6 - colonne 12, ligne 66 * * colonne 14, ligne 58-67 * * colonne 16, ligne 13 - colonne 21, ligne 17 * * colonne 23, ligne 34 - colonne 24, ligne 65 *	2	A61B5/11 G06F19/00 A61M16/00
Y	----- US 4 960 118 A (PENNOCK BERNARD E [US]) 2 octobre 1990 (1990-10-02) * colonne 5, ligne 18-37 *	2	
X	----- WO 03/022149 A2 (TUFTS COLLEGE [US]) 20 mars 2003 (2003-03-20) * page 14, ligne 8 - page 19, ligne 25 * * page 22, ligne 13-20 * * page 28, ligne 30 - page 31, ligne 5 *	1,7-14, 16-17	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC)
X	----- FR 2 921 245 A1 (UNIV JOSEPH FOURIER [FR]; ASSIST PUBL HOPITAUX DE PARIS [FR]) 27 mars 2009 (2009-03-27) * le document en entier *	1,4,6-13	A61B
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
18 novembre 2009		Bataille, Frédéric	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS		T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant	
X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire			

ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 0952277 FA 723016

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche préliminaire visé ci-dessus.

Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du **18-11-2009**

Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets, ni de l'Administration française

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 6840907	B1	11-01-2005	AUCUN	
US 4960118	A	02-10-1990	AUCUN	
WO 03022149	A2	20-03-2003	AU 2002336466 A1	24-03-2003
FR 2921245	A1	27-03-2009	WO 2009050364 A2	23-04-2009