

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
COURBEVOIE

①1 N° de publication : 3 023 699

(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

②1 N° d'enregistrement national : 14 56996

⑤1 Int Cl⁸ : A 61 B 5/02 (2016.01), A 61 B 5/113, 5/00

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 21.07.14.

③0 Priorité :

④3 Date de mise à la disposition du public de la
demande : 22.01.16 Bulletin 16/03.

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 :

Demande(s) d'extension :

⑦1 Demandeur(s) : WITHINGS Société par actions simpli-
fiée — FR.

⑦2 Inventeur(s) : DUMOULIN AMAURY, MATHIAS
GUILLAUME et CARREEL ERIC.

⑦3 Titulaire(s) : WITHINGS Société par actions simpli-
fiée.

⑦4 Mandataire(s) : CABINET PLASSERAUD.

⑤4 PROCÉDE ET DISPOSITIF DE SURVEILLANCE D'UN BEBE ET D'INTERACTION.

⑤7 Procédé d'évaluation par vidéo du rythme cardiaque
et/ou du rythme respiratoire d'un bébé (B), notamment en
conditions de pénombre ou nocturne, dans un dispositif
comprenant une caméra vidéo (2) et une source d'illumina-
tion infrarouge (3), le procédé comprenant les étapes :

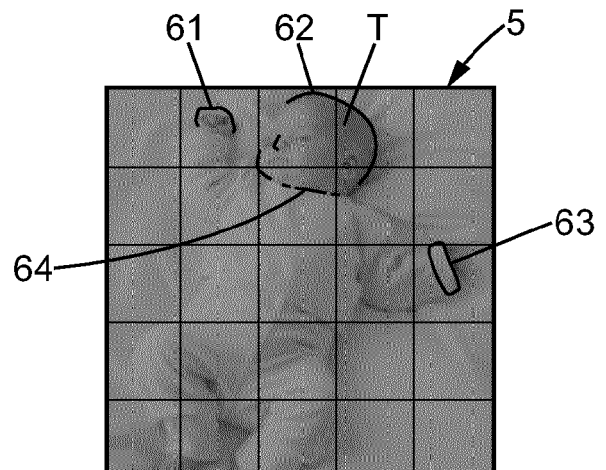
A1- illuminer le bébé avec la source infrarouge,

A2- capturer des images vidéo du bébé,

B1- déterminer la position de la tête (T) du bébé par une
recherche d'ellipse formant un contour de la tête,

B2- identifier une zone d'intérêt (7) centrée sur une
ellipse élue (6),

C- évaluer, par une analyse pléthysmographique sur la
zone d'intérêt, le rythme cardiaque (FC) et/ou le rythme res-
piratoire (RR) du bébé, et système associé.



FR 3 023 699 - A1



**Procédé et dispositif de surveillance d'un bébé et
d'interaction**

La présente invention est relative aux dispositifs et
5 procédés de surveillance vidéo pour surveiller un bébé, en
particulier afin de pouvoir surveiller un bébé qui dort
dans son berceau, en conditions de pénombre ou nocturne
c'est-à-dire dans une obscurité partielle ou totale ; la
présente invention est également relative aux procédés
10 d'interaction entre un bébé et son parent ou surveillant.

Plus précisément, l'invention a pour objet un procédé
et un dispositif pour surveiller certains paramètres vitaux
du bébé, en particulier le rythme cardiaque et le rythme
respiratoire.

15 US8094013 divulgue un dispositif de ce type; cependant,
selon ce document, il faut attacher une sangle autour du
corps du bébé, ce qui dans la pratique s'avère fastidieux,
et ce qui n'est pas opportun si le bébé est déjà endormi.

WO2013170035 divulgue aussi un dispositif de ce type ;
20 toutefois, il est nécessaire d'installer un coussin de
captation sous le corps du bébé, ce qui n'est pas opportun
si le bébé est déjà endormi, et le système est inefficace
si le bébé se déplace en dehors de la zone sensible du
cousin.

25 La présente invention a notamment pour but de pallier
au moins en partie les inconvénients de l'art antérieur.

A cet effet, selon un premier aspect général de
l'invention, il est proposé un **procédé** d'évaluation par
vidéo du rythme cardiaque et/ou du rythme respiratoire d'un
30 bébé en conditions de pénombre ou nocturne, dans un
dispositif comprenant une caméra vidéo et une source
d'illumination infrarouge, le procédé comprenant les étapes
de :

A1- illuminer le bébé avec la source infrarouge,

A2- capturer des images vidéo du bébé,

B1- déterminer la position de la tête du bébé par une recherche de contours s'inscrivant sur une ellipse
5 coïncidant sensiblement avec le contour de la tête,

B2- identifier une zone d'intérêt centrée sur l'ellipse,

C- évaluer, par une analyse photo-pléthysmographique sur la zone d'intérêt, le rythme cardiaque et/ou le rythme respiratoire du bébé.

10 Grâce à ces dispositions, on propose un procédé qui ne nécessite aucun contact avec le bébé pour sa mise en oeuvre, et qui peut par conséquent être installé même si le bébé est déjà installé dans son berceau en train de s'endormir. De plus, un tel procédé est compatible avec des
15 déplacements, changements de position, retournement du bébé, et le dispositif qui met en œuvre le procédé ne présente aucune interaction directe avec le bébé, en étant basé sur une surveillance vidéo et une analyse avantageuse des images captées, et il est facile à installer.

20 Dans divers modes de réalisation de l'invention précitée, on peut éventuellement avoir recours en outre à l'une et/ou à l'autre des dispositions suivantes.

Le procédé peut comprendre en outre une étape d'identification d'un mouvement significatif du bébé, auquel cas l'étape **C**- d'analyse photo-pléthysmographique
25 est suspendue ; de sorte qu'on évite de produire des résultats erronés dans le cas où le bébé change de position ou effectue un mouvement significatif qui ne permet pas de poursuivre correctement l'analyse photo-pléthysmographique.

30 Le procédé peut comprendre en outre une étape d'identification de retour à un état stable sans mouvement significatif du bébé (après cessation des mouvements se), auquel cas les étapes **B1-B2** sont réalisées à nouveau, et

l'étape **C-** d'analyse photo-pléthysmographique est réinitialisée avec la nouvelle zone d'intérêt établie à l'étape **B2** ; de sorte que le procédé permet déterminer à nouveau la position de la tête du bébé et peut recommencer
5 l'analyse photo-pléthysmographique.

Les images sont captées de préférence en couleur et on base de préférence l'analyse photo-pléthysmographique sur la composante rouge des images vidéo ; moyennant quoi, la composante rouge du signal vidéo fournit l'indication la
10 plus pertinente en conditions de pénombre ou nocturne sous éclairage infrarouge pour procéder à l'analyse photo-pléthysmographique.

On peut utiliser de préférence à l'étape B1 un procédé de convolution d'image à seuillage statistique pour
15 rechercher des contours ou des portions de contours dans l'image. ; On peut ainsi extraire de façon efficace des portions de contour dans l'image analysée.

A l'étape **B1-**, on forme à partir des portions de contours identifiés des ellipses candidates, et on applique
20 un filtre de sélection aux ellipses candidates pour ne retenir qu'une seule ellipse élue qui coïncide avec le contour de la tête du bébé ; on propose ainsi une méthode exhaustive et systématique pour extraire à partir des portions de contour des ellipses candidates, et pour
25 choisir parmi ces ellipses la plus pertinente qui peut correspondre à la tête du bébé.

A l'étape **C-**, on applique, pour la détermination du rythme cardiaque, sur le signal lumineux moyenné spatialement sur la zone d'intérêt, un passe bande
30 numérique affecté des bornes [0.75 Hz - 3,5 Hz] pour obtenir un signal filtré ; on élimine ainsi avantageusement la composante continue du signal ainsi que tous les signaux perturbateurs ayant une fréquence supérieure à la borne

supérieure du filtre numérique, ici 3,5 Hz, ce qui est avantageux pour en extraire le rythme cardiaque.

On définit un critère de validité relatif à la pertinence du signal filtré, pour sélectivement valider ou
5 ne pas valider l'information de rythme cardiaque, le critère de validité étant basé sur le rapport signal sur bruit; moyennant quoi le procédé ne délivre l'information du rythme cardiaque que si celle-ci a été obtenue de façon fiable, et dans le cas inverse la sortie de l'information
10 rythme cardiaque est invalidée.

R9 Les images captées peuvent être découpées en une matrice de sous-images de taille identique ; de sorte que les traitements peuvent être appliqués successivement aux sous-images ce qui requiert moins de capacité de calcul et
15 de moindres ressources.

R10 De préférence, on élimine à l'étape B1 des sous-images ayant un contenu neutre c'est-à-dire sans variation de couleur ou d'intensité significative sur la surface de la sous-image, et on élimine après l'étape B2 les sous-
20 images situées en dehors de ladite ellipse élue; de sorte que l'on évite de traiter des sous-images sans intérêt, et que l'on obtient un temps de traitement plus court sur l'image complète.

L'invention a également pour objet un **dispositif** pour
25 évaluer le rythme cardiaque et/ou le rythme respiratoire d'un bébé en conditions de pénombre ou nocturne comprenant une caméra vidéo, une source d'illumination infrarouge, et une unité de calcul, dans lequel la source infrarouge est configurée pour éclairer le bébé, la caméra vidéo est
30 configurée pour capter des images vidéo du bébé, et l'unité de calcul est configurée pour mettre en œuvre le procédé tel que décrit précédemment.

Avantageusement, le dispositif peut comprendre en

outre une interface de communication sans fil pour transmettre les données de rythme cardiaque et/ou de rythme respiratoire du bébé à une entité distante ; ainsi, les informations relatives aux rythmes vitaux du bébé peuvent être affichées sur un écran de Smartphone distant du berceau où dort le bébé.

Selon un **deuxième** aspect de l'invention, qui peut être combiné avec le précédent, ou rendu indépendant du précédent, on propose un dispositif ayant pour fonction générale la surveillance d'un bébé, et qui comprend en outre un **capteur de composés organiques volatils** (capteur dit 'COV') ce qui permet d'obtenir une indication sur la qualité de l'air ambiant dans la pièce d'habitation. Un tel capteur permet de détecter plusieurs gaz organiques, tels que le butane, le propane, l'octane, le méthanol, l'éthanol, le propanol, le butanol et même des composés aromatiques comme le benzène, l'éthylbenzène, le toluène. Le dispositif de surveillance du bébé peut enregistrer sur une ou plusieurs périodes de temps, la concentration en composés organiques captée par le capteur, et la transmettre soit en temps réel soit sous forme différée à une entité distante de type Smartphone.

On propose ainsi un dispositif ayant pour fonction générale la surveillance d'un bébé, comprenant une unité de calcul, une interface de communication et un capteur de composés organiques volatils, ladite unité de calcul étant configurée pour enregistrer la concentration en composés organiques délivrée par le capteur de composés organiques volatils, et la transmettre à une entité distante de type Smartphone. En variante, l'unité de calcul enregistre les données de concentration de composés organiques dans une mémoire, afin de les transmettre au Smartphone sur une base de temps régulière. De plus, il peut être prévu un seuil

d'alerte dans l'unité de calcul du dispositif de surveillance, ce qui permet d'envoyer une alerte immédiatement lorsque la concentration en composés organiques volatils dépasse un seuil prédéterminé, et
5 d'alerter immédiatement le porteur du Smartphone.

Selon un **troisième** aspect de l'invention, qui peut être combiné avec les précédents, ou rendu indépendant des précédents, on propose un procédé de **détection de pleurs** du bébé. Plus précisément, l'unité de calcul enregistre les
10 signaux audio en provenance du microphone, et procède à un traitement numérique, afin d'identifier une signature sonore caractéristique d'un pleur de bébé.

On propose ainsi un dispositif ayant pour fonction générale la surveillance d'un bébé, comprenant unité de
15 calcul, une interface de communication et un microphone, ladite unité de calcul étant configurée pour analyser les signaux reçus sonores reçus du microphone, pour procéder à une analyse spectrale ou statistique du signal sonore en vue de la traiter par un algorithme paramétré capable de
20 discerner les pleurs de bébés et le cas échéant d'envoyer une information d'alerte de haut niveau (de type SMS ou message équivalent) vers une entité distante de type Smartphone.

L'algorithme de détection peut être calibré sur des
25 signatures sonores de référence qui peuvent provenir par exemple d'une bibliothèque générale de signaux. Les signatures sonores de référence peuvent aussi provenir d'enregistrements précédents effectués sur ce même dispositif, voire de préférence aussi concernant le même
30 bébé qui pleure. On améliore ainsi par apprentissage la pertinence de la détection.

Selon un **quatrième** aspect de l'invention, qui peut être combiné avec les précédents, ou rendu indépendant des

précédents, on propose un dispositif de surveillance et un procédé qui permette **d'accompagner la phase d'endormissement** du bébé, au moyen d'un pilotage d'une lumière d'ambiance et de la diffusion d'une musique douce.

5 Plus précisément, le dispositif de surveillance intègre une unité de calcul, un microphone et une fonction de détection permettant de détecter le rythme cardiaque et/ou les mouvements du bébé. La fonction de détection peut être réalisée par la surveillance vidéo et la détermination du
10 rythme cardiaque tels qu'explicités selon le premier aspect de l'invention. La fonction de détection peut aussi être réalisée en alternative ou en combinaison avec la précédente par un capteur qui prend la forme d'une nappe de détection des mouvements du bébé, cette nappe étant adaptée
15 pour être interposée entre le bébé et le matelas du lit. La phase d'endormissement du bébé peut par exemple être déterminée lorsque le rythme cardiaque devient plus régulier et plus lent avec une absence de mouvement significatif du bébé.

20 On propose ainsi un procédé d'accompagnement de la phase d'endormissement du bébé, qui comprend une étape de surveillance de certains paramètres vitaux tels que rythme cardiaque et mouvement(s) du bébé, une étape d'identification du début de la phase d'endormissement dans
25 laquelle certains paramètres vitaux correspondant sensiblement à des paramètres prédéterminés d'une phase d'endormissement, une étape d'activation d'une ambiance lumineuse d'intensité décroissante et une étape d'activation d'une ambiance sonore d'intensité
30 décroissante. Les paramètres vitaux sont détectés, soit par le biais de surveillance vidéo et notamment de l'identification du rythme cardiaque et les mouvements de la tête du bébé, soit par le biais de l'utilisation d'un

capteur nappe de détection.

Selon un **cinquième** aspect de l'invention, qui peut être combiné avec les précédents, ou rendu indépendant des précédents, on propose un dispositif de surveillance qui comprend en outre une **nappe de détection** destinée à être interposée entre le bébé et le matelas, cette nappe étant destinée à capter les mouvements du bébé tant macroscopiques que microscopiques. On peut ainsi déterminer le rythme respiratoire du bébé, par analyse et traitement du signal.

On propose ainsi un dispositif ayant pour fonction générale la surveillance d'un bébé, comprenant unité de calcul, un microphone, et une nappe de détection destinée à être interposée entre le bébé et le matelas pour capter les mouvements du bébé, l'unité de calcul étant adapté pour déterminer le rythme respiratoire du bébé à partir des informations sonores captées par le microphone et des informations de mouvement captées par la nappe de détection.

La nappe de détection peut être formée par une vessie pneumatique de faible épaisseur, en alternative cette nappe de détection peut être formée par des éléments de type jauge piézo-électrique.

En outre, le dispositif peut être équipé d'une interface de communication qui permet de transmettre les données de rythme respiratoire à un appareil distant de type Smartphone.

Selon un **sixième** aspect de l'invention, qui peut être combiné avec les précédents, ou rendu indépendant des précédents, on propose un procédé pour produire à destination du bébé des **stimulis** imitant le battement cardiaque de sa mère, par voie sonore au moyen du haut-parleur, et/ou grâce à la nappe de détection qui peut être

munie d'un dispositif pneumatique actif capable de générer des pulsations de pression similaire à des battements cardiaques.

D'autres aspects, buts et avantages de l'invention apparaîtront à la lecture de la description suivante d'un mode de réalisation de l'invention, donné à titre d'exemple non limitatif. L'invention sera également mieux comprise en regard des dessins joints sur lesquels :

- la figure 1 est une vue générale d'un berceau dans lequel est installé un bébé à surveiller par un procédé selon l'invention,

- la figure 2 est une vue du dispositif de surveillance vidéo,

- la figure 3 représente un schéma fonctionnel de principe du dispositif de la Figure 2,

- la figure 4 représente un exemple d'image captée par la caméra,

- la figure 5 illustre la construction de portions de contour,

- la figure 6 illustre la sélection d'ellipse et de la zone d'intérêt.

- la figure 7 illustre un exemple de signal filtré.

- la figure 8 montre un logigramme illustrant le procédé,

- la figure 9 illustre une variante du dispositif de surveillance avec nappe de détection.

Sur les différentes figures, les mêmes références désignent des éléments identiques ou similaires.

La figure 1 montre un bébé **B** couché dans un berceau **13**. Dans le contexte de la présente invention, on entend par bébé un nourrisson ou un enfant de moins de 10 ans. On s'intéresse en particulier au cas où le bébé est mis dans son berceau pour une sieste ou pour la nuit. Typiquement,

dans cette configuration, le niveau d'éclairage général dans la pièce sera faible voire très faible, on parle alors de conditions de pénombre ou de conditions nocturne, d'obscurité partielle ou totale.

5 Un ensemble de surveillance vidéo, repéré **10**, comprend dans l'exemple illustré un dispositif de surveillance vidéo **1** dont il sera question en détail plus loin, un pied de fixation **12** et une pince de fixation **11**. Dans l'exemple illustré, la pince de fixation est fixée sur un rebord
10 latéral du berceau ou plus généralement du lit. On note que dans l'ensemble de surveillance pour être aussi fixé à la traverse de tête du lit ou à la traverse de pied du lit.

Le dispositif de surveillance vidéo **1** peut être fixé sur un autre support, au mur, sur une canopée de lit, etc ;
15 il est toutefois avantageux que la position du dispositif de surveillance vidéo soit relativement stable par rapport au lit ou berceau **13**.

Comme illustré plus en détail la figure 2, le dispositif de surveillance vidéo **1** comprend une caméra
20 vidéo **2**, qui dans l'exemple illustré présente un grand angle de vision à savoir un angle solide d'au moins 90° d'ouverture ou même plus de façon à ce que la caméra puisse capter des images de la totalité de la surface utile du berceau. Par ailleurs le dispositif de surveillance
25 comprend des diodes électroluminescentes **3** (LED) pouvant émettre dans la bande infrarouge, formant ainsi une source d'illumination infrarouge.

Dans l'exemple illustré les LED **3** sont agencées tout autour de l'objectif de la caméra, mais il pourrait en être
30 autrement, les fonctions caméra et éclairage infrarouge pourraient être physiquement dissociées.

Le dispositif de surveillance vidéo **1** comprend en outre une unité de calcul **4** avec un espace mémoire **40**, ainsi

qu'une batterie électrique **28**, ou alternativement un bloc d'alimentation secteur.

Le dispositif de surveillance vidéo **1** comprend en outre de préférence une interface de communication sans fil **42**
5 configurée pour pouvoir échanger des données avec une entité distante telle qu'un Smartphone **22**.

Le dispositif de surveillance vidéo **1** peut en outre comprendre un microphone **9** permettant de capter des sons et un générateur de son sous forme d'un petit haut-parleur **19**.

10 Il peut y avoir en outre une source lumineuse **23** pour un éclairage d'ambiance léger dont l'intensité peut être commandée par le dispositif de surveillance, un capteur de qualité de l'air **37** et des capteurs auxiliaires **27** permettant de capter par exemple la température et/ou
15 l'humidité.

Le dispositif de surveillance vidéo **1** peut en outre comprendre une ou plusieurs touches **18** destinées à être actionnées par un utilisateur (par exemple pour le paramétrage du dispositif, la mise en route et l'arrêt),
20 ainsi qu'un petit afficheur **15** permettant d'afficher des états ou des paramètres du dispositif (auquel cas les touches **18** peuvent être tactiles).

Par ailleurs, le dispositif peut comprendre un connecteur **74**, et des trous **9'** en façade sur la face
25 inférieure pour améliorer la captation sonore par le microphone.

Avantageusement selon la présente invention, la caméra **2** capte périodiquement des images vidéo **5** du bébé **B**. La fréquence de captation des images sera de quelques hertz ou dizaines de hertz, de préférence supérieure à 8Hz. Il faut
30 noter que dans le cadre de l'invention la même caméra est utilisée pour capter les images de jour et capter les images dans l'obscurité.

Il peut être prévu un filtre optique à deux positions, une position jour et une position nuit.

Le dispositif commande l'excitation des LEDs infrarouges **3** soit en permanence soit temporellement en accord et en cohérence avec la captation des images. Les LEDs infrarouges sont agencées de manière à pouvoir éclairer sensiblement tout l'angle solide de vision de la caméra vidéo.

Avantageusement selon la présente version, le procédé d'analyse traitement des images va s'attacher à déterminer la position de la tête **T** du bébé.

Pour cela, une étape repérée **B1** du procédé consiste à rechercher des contours ou des portions de contour dans une ou plusieurs images successives captées par la caméra.

Les images **5** sont dans l'exemple illustré captées en couleurs, et dans les conditions de pénombre ou d'obscurité sous éclairage infrarouge, on pourra choisir de préférence en particulier de travailler sur la composante rouge de chaque image (parmi les composantes rouge, vert et bleu du référentiel 'RVB'). Toutefois, on peut aussi travailler sur la composante verte ou sur un mélange paramétré de couleurs.

Pour chaque image, on procède à un traitement de convolution spatiale à seuillage statistique ou un calcul de corrélation à la moyenne de la composante rouge ou du mélange paramétré de couleurs. Ceci permet de repérer et de mettre en mémoire des portions de courbe **61, 62, 63, 64** où le gradient spatial du signal est le plus élevé, ce qui correspond en pratique à des portions de contours dans l'image.

L'identification de ces portions de contour peut être confirmée par l'analyse séquentielle de plusieurs images successives ; si sur ces plusieurs images on retrouve au

même endroit des portions de contour similaires, alors la détermination est confirmée.

Dans le cas contraire, il peut s'agir d'un mouvement macroscopique du bébé, et ce cas de figure sera explicité plus loin.

Lorsque l'analyse séquentielle de plusieurs images successives a confirmé la présence de plusieurs portions de contour, on procède à une étape suivante, au cours de laquelle plusieurs portions de contour sont associées et leur réunion est comparée à une forme elliptique (ellipse) sur laquelle pourraient être inscrites lesdites plusieurs portions de contours.

On établit un critère de pertinence pour quantifier la correspondance de la réunion des portions de contour **62, 64** avec l'ellipse candidate.

Bien sûr, si dans l'image analysée, on trouve un contour continu qui forme un cercle ou une ellipse fermée, alors le critère de pertinence prendra la valeur maximum ; mais souvent dans la pratique, l'analyse de l'image ne restitue que certaines parties de l'ellipse candidate, et il faut alors reconstituer l'ellipse et lui affecter une valeur de critère de pertinence.

Cette étape, repérée **B2**, peut en outre identifier plusieurs ellipses candidates, auquel cas on applique un filtre de sélection aux ellipses candidates pour ne retenir qu'une seule ellipse élue **6** qui coïncide avec le contour de la tête **T** du bébé. Ce filtre peut utiliser la taille de l'ellipse, son rapport grand axe / petit axe, et aussi la proportion de contour effectivement révélé par l'étape précédente.

Il faut remarquer que le procédé présenté pourrait aussi fonctionner pour détecter deux têtes de bébé (ou plus) dans un berceau ou il y aurait deux bébés, auquel cas

le filtrage ne serait pas limité à l'identification d'une unique ellipse candidate mais de deux ellipses.

Mais dans le cas typique d'une seule tête à détecter, la sélection d'une telle ellipse élue **6** permet d'une part
5 d'éliminer de l'analyse subséquente toutes les zones d'image situées en dehors de l'ellipse, et d'autre part de définir une zone d'intérêt centrée sur l'ellipse.

Une fois que la zone d'intérêt a été déterminée, et sous réserve de l'absence de mouvement significatif du bébé
10 (voir plus loin), alors l'étape repérée **C** du procédé est effectuée, cette étape correspond à une **analyse photo-pléthysmographique** visant à déterminer des rythmes vitaux du bébé, en particulier le rythme cardiaque, mais aussi le rythme respiratoire.

15 Avantageusement, on peut déterminer une première zone d'intérêt **7** destinée à l'évaluation de la fréquence cardiaque, et une seconde zone d'intérêt qui peut être distincte de la première, destinée à l'évaluation du rythme respiratoire.

20 De préférence, pour la détermination du rythme cardiaque, on applique tout d'abord, sur le signal lumineux moyenné spatialement sur la première zone d'intérêt, un calcul d'offset par fenêtre glissante afin d'éliminer la composante continue du signal. Ainsi on obtient un signal
25 référencé **80** sur la figure 7, qui reste relativement bruité mais qui ne contient plus de composante continue.

Puis on applique, sur le signal 80, un filtre passe bande numérique (connu en soi) affecté des bornes [0.75 Hz - 3,5 Hz] pour obtenir un signal filtré **81**. On élimine
30 ainsi les signaux parasites en dehors de la bande de fréquences intéressante.

Le signal filtré **81** résultant fait ensuite l'objet d'une étape de détection de pics. Ce traitement permet de

révéler les pics **86** (seuls les premiers sont marqués par des croix dans la figure 7).

L'intervalle temporel entre chaque pic 86 consécutif permet de calculer la fréquence cardiaque qui est illustrée sur la courbe **82**.

Optionnellement, on peut définir un critère de validité relatif à la pertinence du signal filtré **8**, pour sélectivement valider ou ne pas valider l'information de rythme cardiaque. Ce critère de validité peut être basé sur le rapport signal sur bruit (S/N) du signal **81**.

Un signal filtré et correct est illustré au repère **83**.

Si le critère de validité valide la valeur de rythme cardiaque issu de l'étape C, cette valeur peut être stockée en mémoire et/ou peut être transmise à un équipement distant **22** de type Smartphone relié par une liaison sans fil au dispositif de surveillance 1.

L'étape **C** est réalisée quasi continûment, réitérée périodiquement, par exemple une mesure toutes les 5 secondes ou toutes les 10 secondes, sachant que pour réaliser chaque mesure, le dispositif peut le cas échéant augmenter la fréquence de captation d'image sur la zone d'intérêt.

En parallèle de l'étape **C**, le procédé surveille que le bébé reste sensiblement immobile, c'est-à-dire que les portions de contour identifiées à l'étape B1 restent sensiblement stables.

Un cas particulier est géré par le procédé selon l'invention : il s'agit d'un mouvement significatif (macroscopique) du bébé. Dans ce cas, la tête du bébé bouge, et la détermination de la position de la tête doit être recommencée.

La détection d'un mouvement significatif du bébé peut être effectuée par une analyse de la position des portions

de contour et de leur évolution en fonction des images successives. En alternative au en complément, on peut aussi utiliser les informations fournies par le microphone **9**, car un mouvement macroscopique du bébé générera des signaux sonores reçus par le microphone.

L'homme de l'art comprend que l'analyse pléthysmographique ne peut plus donner de résultat valable pendant que le bébé réalise des mouvements significatifs.

Toutefois, il est prévu de surveiller l'évolution de ces mouvements (ceci constitue l'étape repérée **D**) pour identifier un retour à un état stable **sans mouvement** significatif du bébé, auquel cas les étapes **B1-B2** sont réalisées à nouveau, l'étape **C-** d'analyse photo-pléthysmographique est reprise avec la nouvelle zone d'intérêt **7** établie à l'étape B2.

Les traitements mentionnés ci-dessus peuvent être effectués sur l'image captée entière **5** ; toutefois, en variante, on peut avoir recours à un découpage de l'image en vue de limiter les ressources nécessaires en calcul et l'espace mémoire nécessaire. Par exemple, on peut découper l'image captée **5** en une matrice de sous images **50**, chaque sous image **50** étant de la même dimension pour faciliter les traitements ; dans l'exemple illustré, on découpe l'image captée en 5x5 sous images.

Ceci présente l'avantage que certaines sous images au contenu neutre ou plat **50a** (c'est-à-dire sans variation de couleur ou d'intensité significative sur la surface de la sous-image) peuvent être éliminées au cours de la détection de contour dans l'étape **B1**. Un critère pour éliminer des sous-images **50** sans intérêt peut être basé sur une faible intensité lumineuse et/ou une faible variation sur la zone analysée.

On peut aussi éliminer, après le choix de l'ellipse

élue **6**, toutes les sous images au contenu neutre ou plat **50a** situées en dehors de l'ellipse, voire hors de la zone d'intérêt **7**.

Bien sûr, si le procédé trouve des portions de contour à cheval sur plusieurs sous images, un nouveau traitement est réalisé sur la réunion des sous image en question.

Il faut noter que la première zone d'intérêt, pour la fréquence cardiaque, visera préférentiellement le front du bébé, alors que pour la seconde zone d'intérêt, pour le rythme respiratoire, l'ensemble du visage peut faire partie de la zone d'intérêt.

En référence à la figure 8, dès lors que les étapes **B1-B2** ont permis d'identifier une zone d'intérêt, la transition **96** initialise l'analyse pléthysmographique (C-), et celle-ci est répétée (réf **95**) tant que le bébé reste immobile. Si ce dernier effectue un mouvement, alors l'analyse pléthysmographique est suspendue **97, 98** et l'étape de surveillance des mouvements macroscopiques (étape **D**) met le processus pléthysmographique en attente jusqu'à un retour à un état stable, illustré par la transition **99**. Alors, le procédé recommence les étapes **B1-B2**, puis enchaîne sur l'étape **C-**.

Avantageusement, l'analyse pléthysmographique peut fonctionner même si la tête du bébé est vue de dos.

Avantageusement selon l'invention, même si la position du bébé évolue beaucoup pendant son sommeil, et même si le bébé se retourne, la détection de la position de la tête par la méthode proposée permet de surveiller de façon continue des paramètres vitaux du bébé.

Il faut aussi remarquer que l'installation du dispositif ne nécessite pas de précautions particulières, la détection automatique de la tête du bébé étant possible même si le cadrage de la caméra n'est pas parfait par

rapport au berceau.

S'agissant de la détermination du rythme respiratoire, l'étape C doit être adaptée, par exemple les bornes du filtre passe bande numérique sont trois fois plus faibles.

5 Les critères d'analyse du signal filtré pour la détection du rythme respiratoire, ainsi que les critères de validation du signal résultant font appel dans ce cas à un mécanisme d'itération.

10 Il faut remarquer que le procédé de détection de la tête du bébé tel que divulgué ci-dessus peut fonctionner également de jour avec un éclairage naturel, et pas seulement sous condition d'ambiance lumineuse obscure.

Par ailleurs, dans l'exemple illustré, une seule caméra CCD permet la détection de jour comme de nuit ; mais selon 15 une variante possible, le dispositif de surveillance vidéo comprend d'une part une caméra classique CCD pour la vision de jour, et d'autre part une caméra thermique infrarouge ou thermométrique pour la vision de nuit.

20 Selon un aspect complémentaire, le dispositif de surveillance vidéo **1** comprend en outre un capteur **37** de **composés organiques volatils** (capteur dit 'COV'). Un tel capteur permet de détecter plusieurs gaz organiques, tels que le butane, le propane, l'octane, le méthanol, 25 l'éthanol, le propanol, le butanol et même des composés aromatiques comme le benzène, l'éthylbenzène, le toluène. Le dispositif de surveillance du bébé peut enregistrer sur une ou plusieurs périodes de temps, la concentration en composés organiques, et la transmettre soit en temps réel 30 soit sous forme différée au Smartphone **22**.

Le capteur COV **37** en question est un détecteur d'ions utilisant la photoionisation de molécules contenues dans un échantillon d'air capté dans la pièce où se situe le

berceau du bébé. Il délivre ainsi un niveau de concentration de composés organiques qui amalgame l'ensemble des composés organiques présents.

5 Selon un aspect complémentaire, le microphone **9** inclus dans le dispositif **1** analyse en continu le bruit ambiant. La dynamique et l'énergie du signal sont observées et lorsqu'ils dépassent des seuils adaptatifs, une **reconnaissance de pleurs** se met en marche.

10 Ce mécanisme utilise de préférence des séquences courtes (10 à 100 ms) et procède à une analyse spectrale poussée. À partir de ces informations, un classificateur calcule la probabilité que l'extrait provienne de pleurs. À cet effet, l'unité de calcul **4** garde en mémoire des
15 signatures sonores type de pleurs de bébé sous forme spectrale (ce sont des valeurs de référence).

 En outre, il peut être prévu, tel qu'illustré à la figure 9, de prévoir une nappe de détection **72** formant un
20 capteur de mouvement. Cette nappe de détection **72** est installée sur le matelas du lit et le bébé **B** est installé par-dessus, autrement dit la nappe de détection **72** est interposée entre le bébé **B** et le matelas. La nappe de détection peut comprendre une interface **77** de mise en forme
25 des signaux et est reliée au dispositif de surveillance **1** par une liaison flexible **73**, soit électrique soit pneumatique soit mixte. Cette liaison **73** est raccordée au dispositif dans le connecteur **74**. Le traitement des signaux peut être effectué par l'interface de mise en forme **77** ou
30 même directement en partie ou totalement par le dispositif de surveillance lui-même.

Dans l'exemple illustré, la nappe de détection est formée par une vessie pneumatique de faible épaisseur et qui

permet de détecter les mouvements du bébé par ballistographie. En alternative, la nappe de détection peut être aussi formée par une pluralité de jauges piézo-électriques ou piézo-résistives.

5 Dans le cas la nappe de détection **72** est formée par une vessie pneumatique, on peut avoir une pompe pneumatique (non représentée) configurée d'une part pour générer une pression moyenne de mesure dans la nappe, et d'autre part pour générer des pulsations pneumatiques qui sont utilisées
10 pour reproduire, à destination du bébé, des pulsations similaires aux pulsations cardiaques de sa propre mère que le bébé pouvait ressentir pendant la grossesse.

Avantageusement selon un aspect optionnel du dispositif, l'unité de calcul **4** peut être configurée pour
15 détecter le début d'une phase d'endormissement du bébé **B** par exemple au moyen de la surveillance du rythme cardiaque et/ou de la surveillance du rythme respiratoire et/ou de la surveillance des mouvements du bébé.

En effet, pour aider le bébé à s'endormir plus vite
20 plus facilement, il s'agit de diffuser une ambiance lumineuse au moyen de l'éclairage d'ambiance **23** et une musique douce au moyen du haut-parleur **19**, les deux de préférence décroissantes en intensité.

Le début de la phase d'endormissement, pour
25 déclencher la séquence lumineuse et sonore, peut être détecté par la détermination vidéo du rythme cardiaque comme explicité plus haut. Lorsque le rythme cardiaque **82** devient plus régulier et plus lent, alors l'unité de contrôle **4** déclenche la séquence lumineuse et sonore.

30 Selon un aspect avantageux, on peut prévoir une séquence sonore particulière qui reproduit les pulsations cardiaques de la mère du bébé que le bébé entendait pendant la grossesse.

En variante, l'unité de calcul utilise non seulement l'information du rythme cardiaque mais aussi l'information du rythme respiratoire détectée par exemple au moyen du microphone **9** et/ou de la nappe de détection **72** 5 susmentionnée. L'unité de calcul **4** peut aussi utiliser la détection vidéo des mouvements de la tête **T** du bébé, au moyen du procédé de détection de contours tel qu'explicité plus haut.

Lorsque l'unité de calcul **4** a déclenché la séquence 10 sonore et lumineuse d'aide à l'endormissement, et si le bébé se remet à bouger ou à pleurer, alors la séquence peut être prolongée ou reprise à son début.

Si la séquence sonore et lumineuse arrive à son terme sans évolution sur le rythme cardiaque et sans mouvement du 15 bébé, alors le dispositif de surveillance éteint complètement l'éclairage d'ambiance et passe en mode surveillance de nuit.

Selon un aspect particulier, à partir de la sélection de la zone d'intérêt (position de la tête), le dispositif 20 de surveillance vidéo peut enregistrer en mémoire une pluralité d'images du visage du bébé, prise à des intervalles de temps assez éloignés, de manière à former un **diaporama** de l'évolution et de la croissance du bébé.

Selon un aspect particulier, le dispositif de 25 surveillance vidéo peut être configuré pour prendre des images plus larges que le seul berceau du bébé, ce qui permet de générer des alertes au parent et/ou surveillant en envoyant des images complètes de la pièce dans laquelle est situé le lit de bébé et à partir de la détection de 30 mouvement, afficher l'image de(s) **personne(s) présente(s)** avec bébé.

Selon un aspect particulier, le dispositif de surveillance vidéo peut enregistrer les **faits marquants** de

la journée et/ou de la nuit ; autrement dit enregistrer des images des événements intervenus précédemment ; par exemple à partir de la détection d'un mouvement extérieur à celui de bébé, enregistrer les images et le son à chaque fois qu'une personne entre ou sort la pièce, à partir de la détection de pleur, enregistrer les images et le son à chaque fois que le bébé se met à pleurer, à chaque fois que des paramètres d'environnement connaissent une variation importante, à chaque fois que le bébé sourit etc.

10 Selon un aspect particulier, le dispositif de surveillance vidéo peut générer une **alerte transmise** à un dispositif distant, Smartphone ou autre, en cas de détection de conditions anormales, par exemple des paramètres d'environnement qui dépassent des seuils prédéterminés, un environnement anormalement calme anormalement agité concernant le bruit, les mouvements, la détection de polluants, etc.

Enfin, selon un aspect particulier, le dispositif de surveillance vidéo peut être équipé d'une liaison audio **bidirectionnelle simultanée**, autrement dit une direction liaison full-duplex, qui permet au(x) parent(s) et au bébé d'échanger des paroles ou des signaux auditifs vraiment en même temps.

REVENDICATIONS

1. **Procédé** d'évaluation par vidéo du rythme cardiaque et/ou du rythme respiratoire d'un bébé (B) en conditions de pénombre ou nocturne, dans un dispositif (1) comprenant une caméra vidéo (2) et une source d'illumination infrarouge (3), le procédé comprenant les étapes :
- 5
- A1**- illuminer le bébé avec la source infrarouge,
A2- capturer des images vidéo (5) du bébé,
- 10 **B1**- déterminer la position de la tête (T) du bébé par une recherche de contours s'inscrivant sur une ellipse coïncidant sensiblement avec le contour de la tête,
B2- identifier une zone d'intérêt (7) centrée sur une ellipse élue (6),
- 15 **C**- évaluer, par une analyse photo-pléthysmographique sur la zone d'intérêt, le rythme cardiaque (FC) et/ou le rythme respiratoire (RR) du bébé.
2. Procédé selon la revendication 1, comprenant en outre une étape d'identification d'un mouvement significatif (**D**) du bébé, auquel cas l'étape **C**- d'analyse photo-pléthysmographique est suspendue.
- 20
3. Procédé selon la revendication 2, comprenant en outre une étape d'identification de retour à un état stable sans mouvement significatif du bébé, auquel cas les étapes **B1-B2** sont réalisées à nouveau, l'étape **C**- d'analyse photo-pléthysmographique est reprise avec la nouvelle zone d'intérêt établie à l'étape **B2**.
- 25
- 30
4. Procédé selon l'une des revendications 1 à 3, dans lequel les images (5) sont captées en couleur et on base l'analyse photo-pléthysmographique sur la composante rouge des images vidéo.

5. Procédé selon l'une des revendications 1 à 4, dans lequel on utilise à l'étape B1 un procédé de convolution d'images à seuillage statistique pour rechercher des contours ou des portions de contours dans l'image (5,50).
6. Procédé selon l'une des revendications 1 à 5, dans lequel à l'étape B1, on forme à partir des portions de contours identifiés des ellipses candidates, et on applique un filtre de sélection aux ellipses candidates pour ne retenir qu'une seule ellipse élue (6) qui coïncide avec le contour de la tête du bébé.
7. Procédé selon l'une des revendications 1 à 6, dans lequel à l'étape C, on applique, sur le signal lumineux moyenné spatialement sur la zone d'intérêt (7), un filtre passe bande numérique affecté des bornes [0.75 Hz - 3,5 Hz] pour obtenir un signal filtré (81).
8. Procédé selon la revendication 7, dans lequel on définit un critère de validité relatif à la pertinence du signal filtré (81), pour sélectivement valider ou ne pas valider l'information de rythme cardiaque (FC), le critère de validité étant basé sur le rapport signal sur bruit.
9. Procédé selon l'une des revendications 1 à 8, dans lequel les images captées (5) sont découpées en une matrice de sous-images (50) de taille identique.
10. Procédé selon la revendication 9, dans lequel on élimine à l'étape B1 des sous-images ayant un contenu neutre c'est-à-dire sans variation de couleur ou d'intensité significative sur la surface de la sous-image (50), et on élimine après l'étape B2 les sous-images

situées en dehors de ladite ellipse.

- 5 **11. Dispositif** pour évaluer par vidéo le rythme cardiaque et/ou le rythme respiratoire d'un bébé en conditions de pénombre ou nocturne comprenant une caméra vidéo (2), une source d'illumination infrarouge (3), et une unité de calcul (4),
- 10 dans lequel la source infrarouge est configurée pour éclairer le bébé, la caméra vidéo est configurée pour capter des images vidéo (5) du bébé, et l'unité de calcul est configurée pour mettre en oeuvre le procédé selon l'une des revendications 1 à 10.
- 15 **12.** Dispositif selon la revendication 11, comprenant une interface de communication sans fil pour transmettre les données de rythme cardiaque (FC) et/ou le rythme respiratoire (RR) du bébé à une entité distante (22).

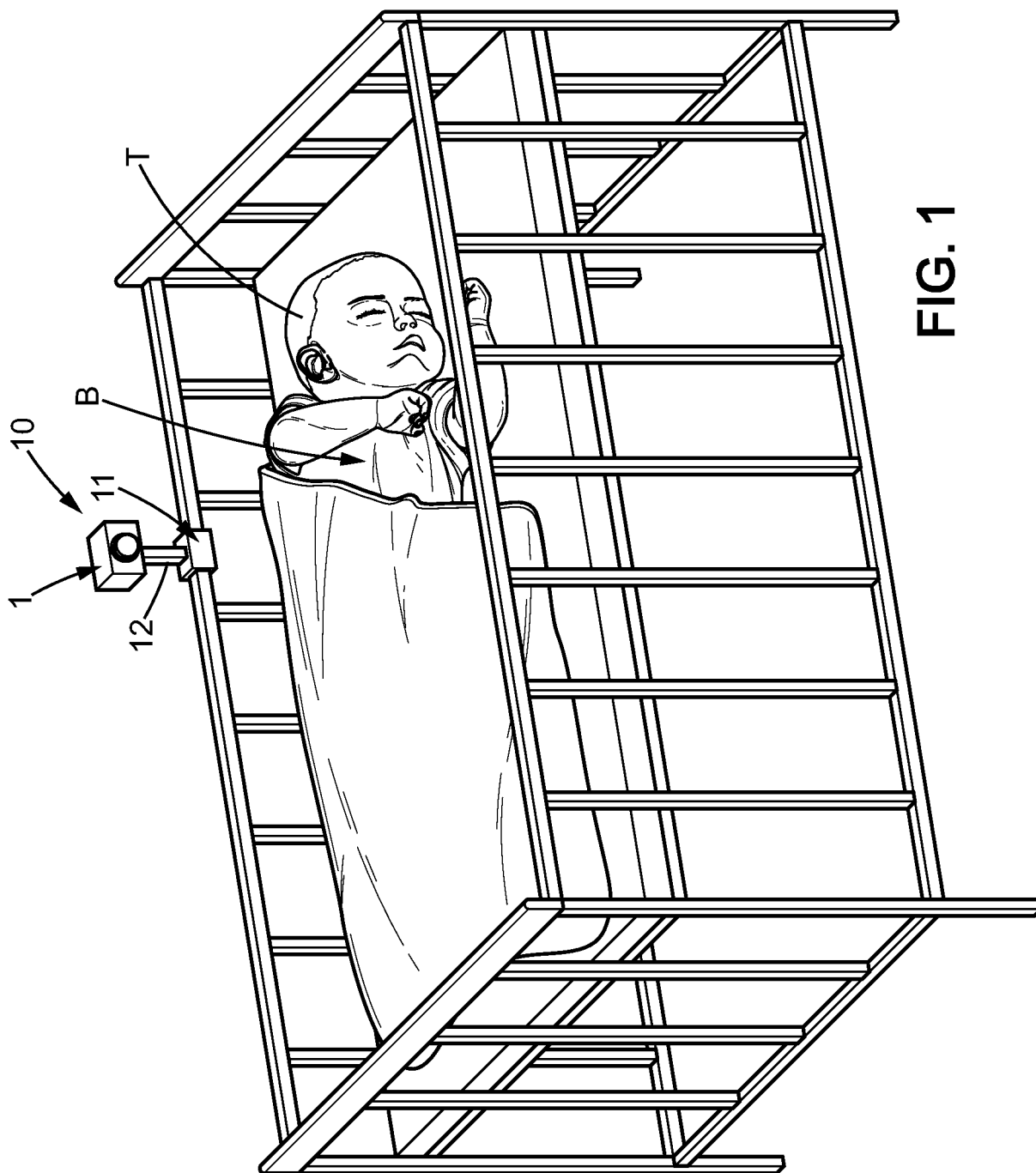


FIG. 1

2/5

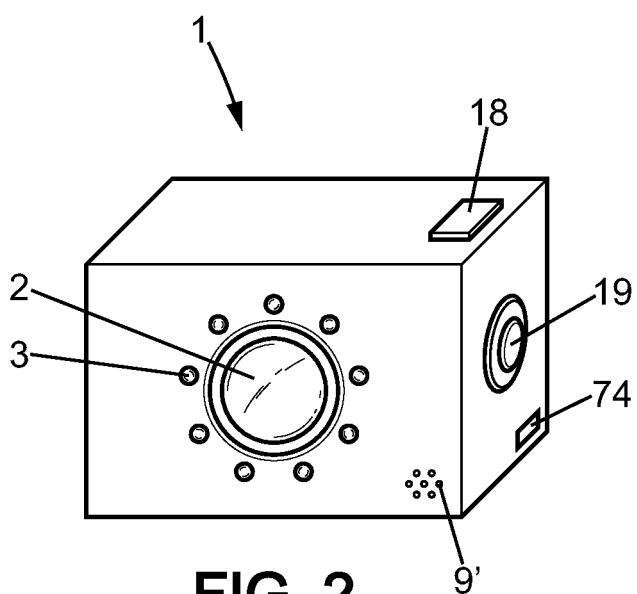


FIG. 2

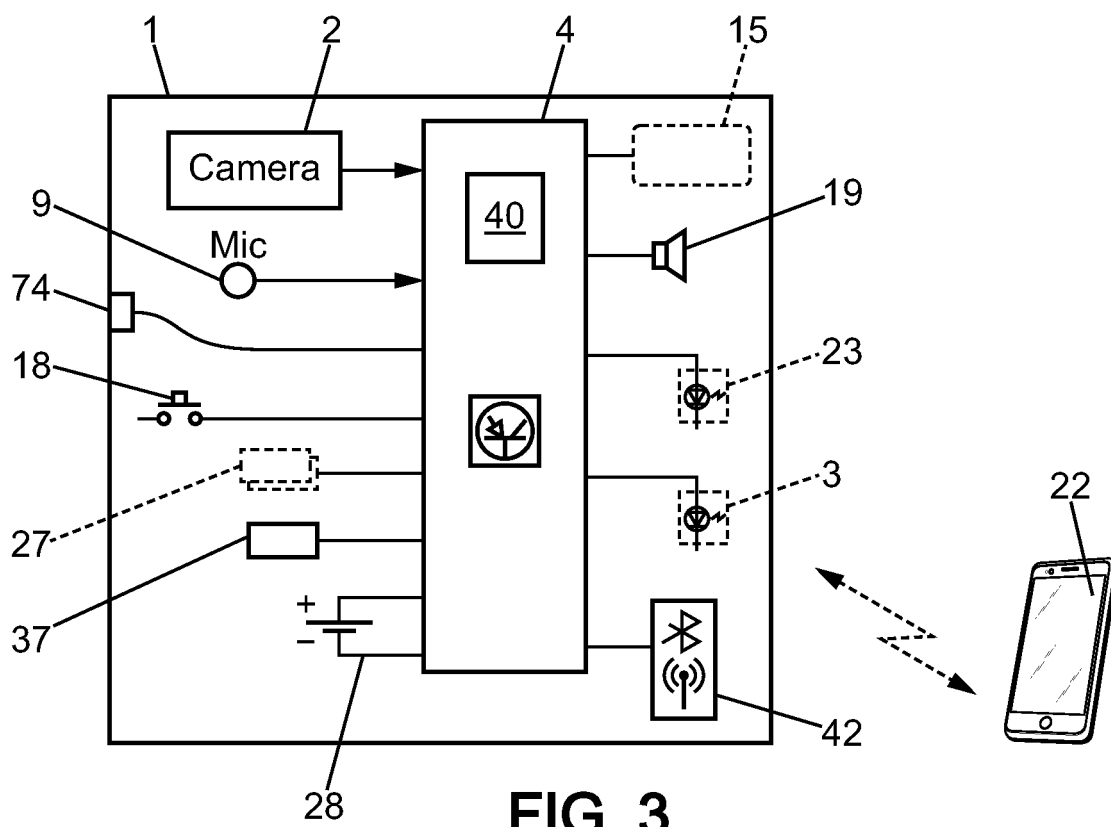


FIG. 3

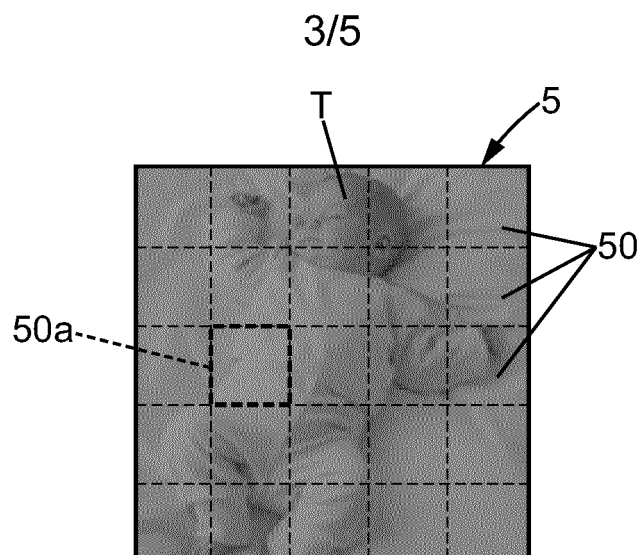


FIG. 4

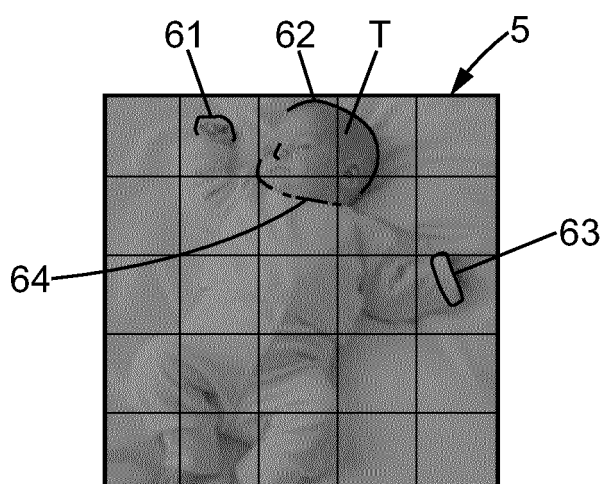


FIG. 5

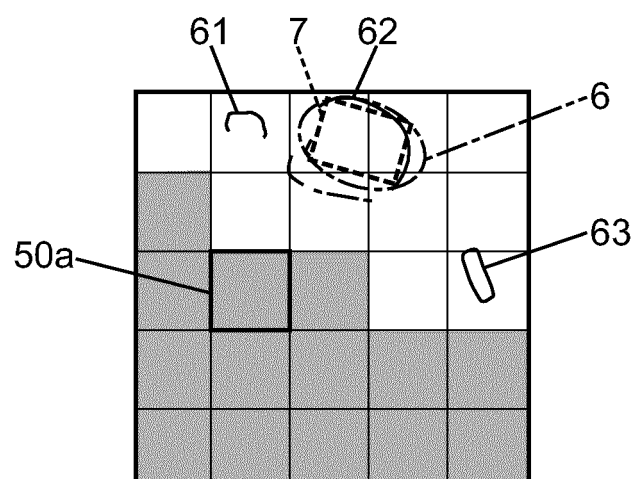


FIG. 6

4/5

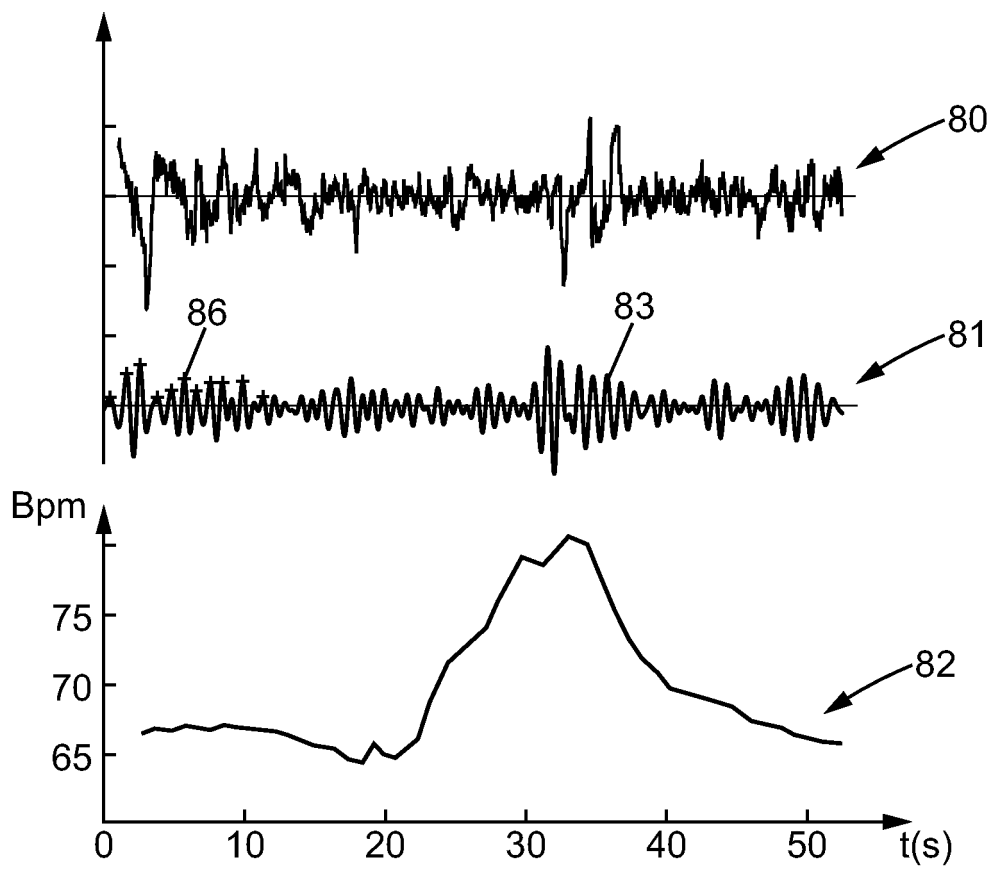


FIG. 7

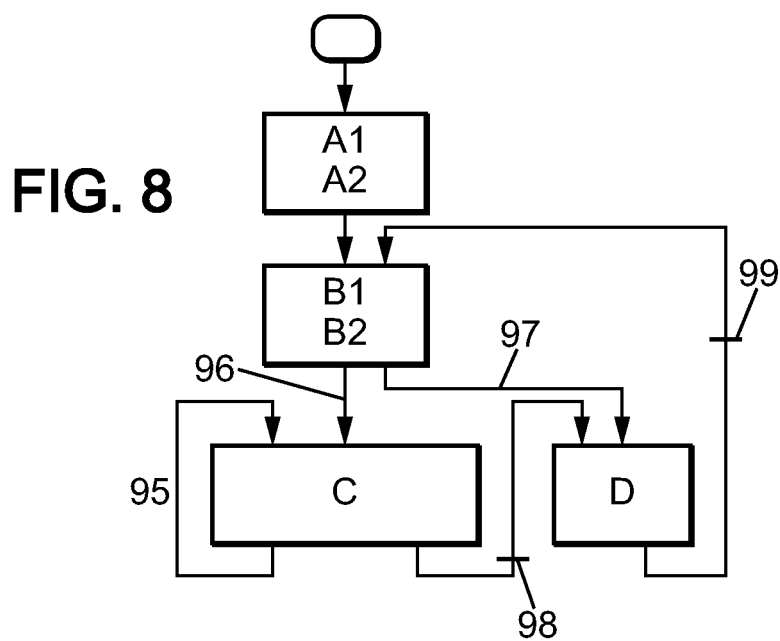


FIG. 8

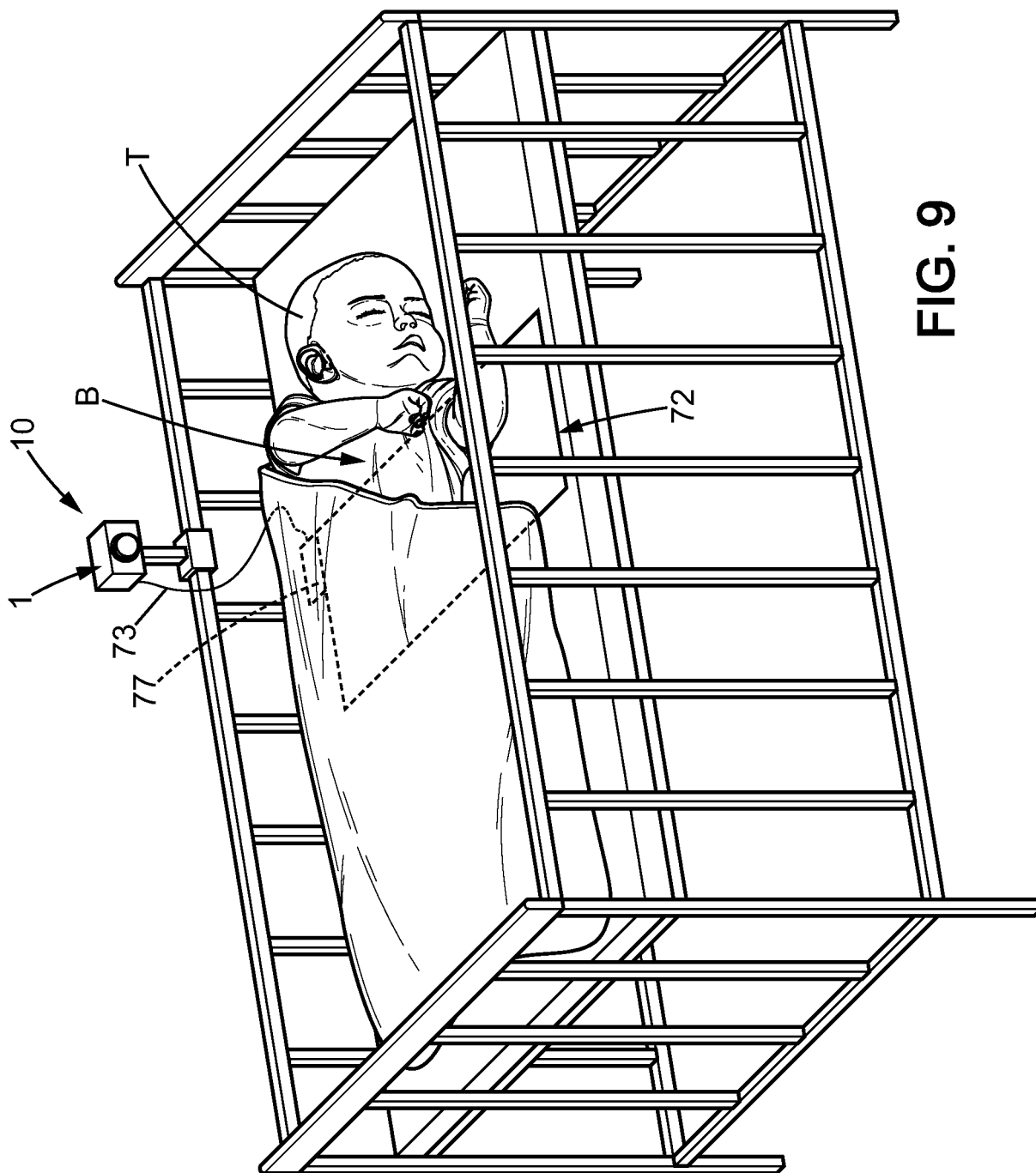


FIG. 9



RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE

N° d'enregistrement
nationalétabli sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la rechercheFA 797625
FR 1456996

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		
Y	US 2014/155759 A1 (KAESTLE SIEGFRIED WALTER [DE] ET AL) 5 juin 2014 (2014-06-05) * abrégé; figures 1,3a-3f,4,5,7 * * alinéas [0014], [0015], [0021], [0022], [0041] - [0044], [0051], [0054], [0071] - [0077], [0089] * -----	1-12	A61B5/0205 A61B5/113 A61B5/00
Y	FANG ZHAO ET AL: "Remote Measurements of Heart and Respiration Rates for Telemedicine", PLOS ONE, vol. 8, no. 10, 8 octobre 2013 (2013-10-08), page e71384, XP055140268, DOI: 10.1371/journal.pone.0071384 * abrégé; figures 6a,7 * * sections:"introduction", "system set-up", "measurement methodology","discussion" * -----	1-12	
Y	N. BOUAYNAYA ET AL: "<title>A complete system for head tracking using motion-based particle filter and randomly perturbed active contour</title>", PROCEEDINGS OF SPIE, vol. 5685, 14 mars 2005 (2005-03-14), pages 864-873, XP055179273, ISSN: 0277-786X, DOI: 10.1117/12.587244 * titre, section "motivation"; figure 2 * -----	1-12	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC) A61B G06K G06T
A	WO 2013/166341 A1 (ALIPHCOM [US]; RASKIN AZA [US]) 7 novembre 2013 (2013-11-07) * abrégé; figures 1,4,5 * * page 2, ligne 16 - page 3, ligne 22 * * page 6, ligne 4 - page 9, ligne 5 * ----- -/--	1,11	
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
26 mars 2015		Medeiros Gaspar, Ana	
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			

1

EPO FORM 1503 12.99 (P04C14)



**RAPPORT DE RECHERCHE
PRÉLIMINAIRE**

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

N° d'enregistrement
national

FA 797625
FR 1456996

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		
A	WO 2013/164724 A1 (KONINKL PHILIPS NV [NL]) 7 novembre 2013 (2013-11-07) * abrégé; figures 1,5A,5B * * page 23, ligne 1 - page 25, ligne 29 * -----	1,11	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC)
A	US 2014/180132 A1 (SHAN CAIFENG [NL] ET AL) 26 juin 2014 (2014-06-26) * abrégé; figures 1,4,6A-6D *	1,11	
A	WO 2013/093686 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]) 27 juin 2013 (2013-06-27) * abrégé; figure 1B * * page 1, ligne 7-10 * * page 3, ligne 14-18 * * page 6, ligne 7-31 * * page 7, ligne 32-33 * -----	1,11	
A	CN 102 309 315 A (YIMIN ZHOU) 11 janvier 2012 (2012-01-11) * abrégé; figure 1 * * alinéas [0002], [0003], [0021] - [0031] * -----	1,11	
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
26 mars 2015		Medeiros Gaspar, Ana	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS		T : théorie ou principe à la base de l'invention	
X : particulièrement pertinent à lui seul		E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure	
Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un		à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date	
autre document de la même catégorie		de dépôt ou qu'à une date postérieure.	
A : arrière-plan technologique		D : cité dans la demande	
O : divulgation non-écrite		L : cité pour d'autres raisons	
P : document intercalaire		
		& : membre de la même famille, document correspondant	

1

EPO FORM 1503 12.99 (P04C14)

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 1456996 FA 797625**

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 **26-03-2015**

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 2014155759 A1	05-06-2014	US 2014155759 A1 WO 2014087310 A1	05-06-2014 12-06-2014
WO 2013166341 A1	07-11-2013	AU 2013256179 A1 CA 2872478 A1 EP 2844136 A1 WO 2013166341 A1	27-11-2014 07-11-2013 11-03-2015 07-11-2013
WO 2013164724 A1	07-11-2013	CN 104254876 A EP 2845168 A1 WO 2013164724 A1	31-12-2014 11-03-2015 07-11-2013
US 2014180132 A1	26-06-2014	US 2014180132 A1 WO 2014095759 A1	26-06-2014 26-06-2014
WO 2013093686 A1	27-06-2013	AUCUN	
CN 102309315 A	11-01-2012	AUCUN	