

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION  
EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété  
Intellectuelle  
Bureau international



(43) Date de la publication internationale  
10 avril 2008 (10.04.2008)

PCT

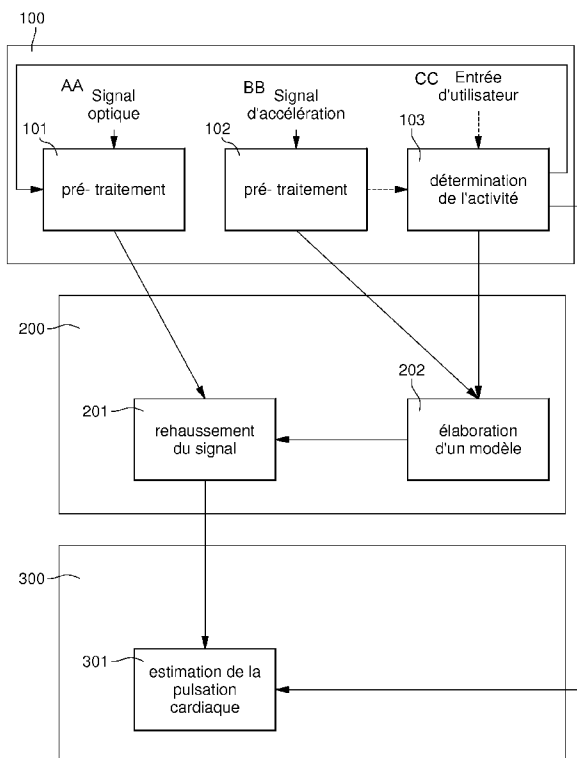
(10) Numéro de publication internationale  
**WO 2008/040736 A1**

- (51) Classification internationale des brevets :  
A61B 5/024 (2006.01) A61B 5/11 (2006.01)
- (21) Numéro de la demande internationale :  
PCT/EP2007/060469
- (22) Date de dépôt international :  
2 octobre 2007 (02.10.2007)
- (25) Langue de dépôt : français
- (26) Langue de publication : français
- (30) Données relatives à la priorité :  
06121871.5 6 octobre 2006 (06.10.2006) EP
- (71) Déposant (pour tous les États désignés sauf US) : **ETA SA  
MANUFACTURE HORLOGERE SUISSE** [CH/CH];  
Schild-Rust-Strasse 17, CH-2540 Grenchen (CH).
- (72) Inventeurs; et
- (75) Inventeurs/Déposants (pour US seulement) : **REN-  
EVEY, Philippe** [CH/CH]; Mousquines 2, CH-1005
- (74) Mandataire : **ICB INGENIEURS CONSEILS EN  
BREVETS SA**; Rue des Sors 7, CH-2074 Marin (CH).
- (81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH,

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: METHOD AND INTEGRATED DEVICE FOR MEASURING A HEART PULSATION

(54) Titre : MÉTHODE ET DISPOSITIF INTÉGRÉ DE MESURE D'UNE PULSATION CARDIAQUE



AA Optical signal  
BB Acceleration signal  
CC User's input  
101, 102 pre-processing  
103 definition of the activity  
201 signal enhancement  
202 model development  
301 estimation of heart pulsation

(57) Abstract: The invention relates to a method for measuring a heart pulsation during sport activities, that essentially comprises: transmitting a light radiation into organic tissues; detecting an optical signal resulting from the interaction of the light radiation with the organic tissue, the optical signal comprising a component related to the heart pulsation and a component related to a movement made during the sport activity; detecting an acceleration signal containing an indication related to a movement made during the sport activity; determining the type of sport activity; and computing the heart pulsation from the enhanced optical signal and using the acceleration signal by separating the components respectively related to the heart pulsation to the movement made, the computing of the heart pulsation being adapted to the type of sport activities.

(57) Abrégé : L'invention concerne une méthode de mesure d'une pulsation cardiaque durant une activité sportive, consistant principalement à : - transmettre un rayonnement lumineux dans des tissus organiques, - détecter un signal optique issu de l'interaction du rayonnement lumineux avec les tissus organiques, le signal optique comprenant une composante relative à la pulsation cardiaque et une composante relative au mouvement effectué durant l'activité sportive, - détecter un signal d'accélération contenant une indication relative au mouvement effectué durant l'activité sportive, - déterminer le type d'activité sportive pratiquée, et - calculer la pulsation cardiaque à partir du signal optique et à l'aide du signal d'accélération, par séparation des composantes relatives, respectivement, à la pulsation cardiaque et au mouvement effectué, le calcul de la pulsation cardiaque étant adapté en fonction du type d'activité pratiquée.

WO 2008/040736 A1



GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

**Publiée :**

— avec rapport de recherche internationale

## METHODE ET DISPOSITIF INTEGRE DE MESURE D'UNE PULSATION CARDIAQUE

La présente invention se rapporte au domaine du traitement du signal. Elle concerne plus particulièrement une méthode et un dispositif intégré de mesure d'une pulsation cardiaque durant la pratique d'une activité sportive.

Les dispositifs de mesure du rythme cardiaque comportent généralement une sonde externe, fixée, par exemple, à la poitrine ou à l'oreille, et connectée à une unité de traitement du signal et d'affichage. Ces dispositifs sont relativement encombrants et inconfortables.

Récemment, des dispositifs intégrés ont fait leur apparition. Par dispositif intégré, on entend un dispositif formé d'un unique module effectuant, au même point, la mesure d'un signal, son traitement et l'affichage du résultat. De tels dispositifs sont, par exemple, portés au poignet à la façon d'une montre. Leur fonctionnement est basé sur une technique optique de mesure d'une donnée physiologique appelée photoplethysmographie (ou PPG). Le principe en est le suivant : Une source optique émet un rayonnement infrarouge se propageant à l'intérieur des tissus humains dans lesquels il subit de la diffusion et de l'absorption. L'interaction entre le rayonnement et les tissus dépend du type et du volume de tissu traversé. Un détecteur optique mesure le signal en sortie des tissus. Ce signal contient une information sur les tissus traversés. En l'absence de mouvement du porteur, il comporte une composante continue, issue des tissus statiques, et une composante périodique, issue des tissus pulsatiles, typiquement le sang. Cette dernière composante permet la mesure du rythme cardiaque.

Un inconvénient lié à la méthode de mesure du rythme cardiaque par PPG est sa sensibilité aux mouvements du sujet sur lequel la mesure est pratiquée. Ces mouvements génèrent des artefacts dont la contribution au signal excède souvent la contribution utile de la pulsation cardiaque, d'un ordre de grandeur. Le signal optique doit ainsi être traité de manière à éliminer la contribution due aux mouvements. On parle de rehaussement du signal optique. A cet effet, les dispositifs intègrent généralement un accéléromètre à trois dimensions apte à délivrer un signal représentatif du mouvement effectué au point où le signal optique est mesuré.

Différentes méthodes de rehaussement du signal optique à l'aide du signal d'accélération ont été divulguées à ce jour. On citera, par exemple, le document US 7 018 338 qui décrit une méthode basée sur la modélisation non linéaire du signal d'accélération. Une autre méthode, décrite dans le document WO 2006/044677, transpose les signaux optique et d'accélération, du domaine temporel

au domaine fréquentiel par transformation de Fourier (FFT), en vue d'éliminer les artefacts liés au mouvement.

De telles méthodes de rehaussement du signal optique sont complexes et nécessitent une puissance de calcul considérable. Par conséquent, la mise en œuvre  
5 de la méthode de mesure du rythme cardiaque par PPG s'avère extrêmement difficile. Des améliorations sont donc nécessaires en vue de la simplifier et l'optimiser. La présente invention se base sur une observation originale pour proposer une méthode de mesure d'un rythme cardiaque par PPG répondant à cette exigence. En effet, on constate que les méthodes actuelles ne prennent pas en  
10 compte l'activité sportive pratiquée. Or, le mouvement effectué durant une telle activité, d'une part varie considérablement en fonction de l'activité pratiquée et d'autre part, possède ses spécificités. De ce fait, la connaissance de l'activité pratiquée recèle des informations non prises en considération dans les méthodes divulguées. Ces informations peuvent s'avérer intéressantes, en vue de simplifier ou  
15 adapter les méthodes de mesure du rythme cardiaque par PPG, et en particulier, les méthodes de rehaussement du signal optique. La présente invention propose donc une méthode de mesure du rythme cardiaque par PPG dont les performances sont améliorées grâce à la prise en compte du type d'activité sportive pratiquée.

Plus précisément, l'invention concerne une méthode de mesure d'une  
20 pulsation cardiaque durant une activité sportive, consistant principalement à :

- transmettre un rayonnement lumineux dans des tissus organiques,
- détecter un signal optique issu de l'interaction dudit rayonnement lumineux avec les tissus organiques, ledit signal optique comprenant une composante relative à la pulsation cardiaque et une composante relative au mouvement effectué,
- 25 - détecter un signal d'accélération contenant une indication relative au mouvement effectué durant ladite activité sportive,
- déterminer le type d'activité sportive pratiquée, et
- calculer ladite pulsation cardiaque à partir dudit signal optique et à l'aide dudit signal d'accélération, par séparation des composantes relatives,
- 30 respectivement, à la pulsation cardiaque et au mouvement effectué, ledit calcul de la pulsation cardiaque étant adapté en fonction du type d'activité pratiquée.

Grâce à ces caractéristiques, la méthode selon l'invention peut gagner en rapidité, en fiabilité ou en précision de la mesure du rythme cardiaque.

L'invention concerne également un dispositif intégré pour la mise en œuvre  
35 d'une telle méthode, comportant :

- une source lumineuse,

- un photo-détecteur fournissant un signal optique comprenant une composante relative à ladite pulsation cardiaque et une composante relative au mouvement effectué durant ladite activité sportive,

5 - un accéléromètre fournissant un signal d'accélération contenant une indication relative au mouvement effectué durant ladite activité sportive, et

- un processeur apte à traiter lesdits signaux de manière à calculer ladite pulsation cardiaque à partir dudit signal optique et à l'aide du signal d'accélération, par séparation des composantes relatives, respectivement, à la pulsation cardiaque et au mouvement effectué,

10 caractérisé en ce qu'il comprend, en outre, des moyens de détermination de ladite activité sportive agencés pour fournir au processeur une indication du type d'activité pratiquée pour adapter le calcul de la pulsation cardiaque en fonction de l'indication du type d'activité.

D'autres caractéristiques et avantages de la présente invention ressortiront plus clairement de la description détaillée qui suit d'un exemple de réalisation d'un dispositif de mesure d'un rythme cardiaque selon l'invention, cet exemple étant donné à titre purement illustratif et non limitatif seulement, en liaison avec le dessin annexé sur lequel :

15 - les figures 1 et 2 sont des vues respectivement de dessous et en coupe du dispositif selon l'invention,

- la figure 3 est un diagramme illustrant un algorithme de calcul du rythme cardiaque utilisé par le dispositif selon l'invention, et

- les figures 4a, 4b et 4c se rapportent à une étape de l'algorithme représenté en figure 3.

25 Le dispositif intégré de mesure d'un rythme cardiaque représenté schématiquement sur les figures 1 et 2 et désigné par la référence générale 10, comporte classiquement un boîtier 12 comprenant une source lumineuse 14 destinée à transmettre un rayonnement infrarouge à des tissus humains, et quatre photo-détecteurs 16a, 16b, 16c et 16d, tels que des photodiodes, disposés autour de la source lumineuse 14 de manière à recevoir le rayonnement infrarouge après son interaction avec les tissus. Le dispositif 10 comporte également un système de détection du mouvement 18, tel qu'un accéléromètre à trois dimensions, et un processeur 20 agencé pour recevoir et traiter les signaux issus des photo-détecteurs 16a, 16b, 16c, 16d, et de l'accéléromètre 18. Un module d'affichage 22, tel qu'un écran LCD, intégré au boîtier 12, est destiné à l'affichage des paramètres physiologiques mesurés, en particulier du rythme cardiaque. Le boîtier 12 est, en

30

35

outre, muni d'un bracelet 24 pour la fixation du dispositif 10 au poignet à la façon d'une montre.

Selon l'invention, le dispositif 10 comporte encore, dans un premier mode de réalisation, un sélecteur manuel de l'activité sportive pratiquée. Celui-ci se présente  
5 sous la forme d'un bouton poussoir 26 disposé sur un flanc du boîtier 12, permettant, par pressions successives, de sélectionner une activité parmi un choix d'activités présélectionnées. L'activité ainsi sélectionnée apparaît sur l'écran LCD sous la forme, par exemple, d'une icône.

Dans un deuxième mode de réalisation, le dispositif 10 est exempt de  
10 sélecteur manuel de l'activité sportive, mais est agencé pour effectuer une sélection automatique à partir des signaux d'accélération. En effet, les signaux d'accélération contiennent une indication de l'activité pratiquée. L'analyse séparée en fréquence, en énergie et en forme, des signaux d'accélération dans les trois directions, permet de déterminer le type d'activité pratiquée. Comme précédemment, l'activité ainsi  
15 déterminée apparaît sur l'écran LCD sous la forme d'une icône.

Le dispositif 10 est destiné à la mesure d'un rythme cardiaque d'un sportif pratiquant un sport de préférence rythmique, tel que la marche, la course à pied, le cyclisme, la natation etc, ou tout autre sport associé à un mouvement périodique. Son fonctionnement est le suivant : Dans un premier mode de fonctionnement,  
20 l'utilisateur entre tout d'abord une indication sur l'activité sportive pratiquée, à l'aide du bouton poussoir 26. La source lumineuse 14 émet un rayonnement infrarouge qui interagit avec les tissus humains. Les photo-détecteurs 16a, 16b, 16c et 16d captent un signal optique contenant une information sur les tissus traversés. Parallèlement, l'accéléromètre 18 capte un signal d'accélération contenant une information sur le  
25 mouvement sportif effectué. Les signaux optique et d'accélération sont traités par le processeur 20, en vue d'extraire une information utile sur un paramètre physiologique, en particulier un rythme cardiaque. Le traitement des signaux optique et d'accélération est adapté en fonction de l'indication sur l'activité sportive pratiquée fournie par l'utilisateur. Dans une variante de ce mode de réalisation, le signal  
30 d'accélération est tout d'abord traité, en vue de déterminer automatiquement le type d'activité pratiquée.

Quel que soit le mode de détermination de l'activité sportive pratiquée, le processeur 20 met en œuvre un algorithme de traitement du signal illustré schématiquement en figure 3. Celui-ci comprend trois blocs de traitement principaux,  
35 respectivement de prétraitement 100, de rehaussement du signal optique 200, et d'estimation de la pulsation cardiaque 300, comportant chacun un certain nombre de sous-blocs, et détaillés par la suite. Cet algorithme s'applique à des méthodes de

rehaussement du signal variées, par exemple, les méthodes citées précédemment. Néanmoins, dans un souci de simplification, il sera détaillé dans le cadre d'une méthode de calcul originale, décrite, par ailleurs, dans la demande EP06121865 déposée conjointement. On notera que ladite méthode est adaptée à la pratique d'un sport de type rythmique.

#### **a. Prétraitement 100**

Les signaux optique et d'accélération issus respectivement des photo-détecteurs 16a, 16b, 16c, 16d, et de l'accéléromètre 18, subissent en premier lieu un prétraitement, symbolisé respectivement par deux sous-blocs 101 et 102 appartenant au bloc 100. Le prétraitement 101 consiste généralement, pour le signal optique, en une première étape d'élimination de la composante continue du signal, suivie d'une deuxième étape de filtrage en vue de réduire le domaine de fréquences aux valeurs compatibles avec un rythme cardiaque. Concernant le signal d'accélération, on procède essentiellement lors de l'étape de prétraitement 102 à la suppression de la composante continue. On notera que le prétraitement des signaux optique et d'accélération peut être effectué en mode analogique ou numérique.

Parallèlement, l'activité sportive pratiquée est déterminée lors d'une étape symbolisée par un sous-bloc 103, soit sur la base de la sélection effectuée par l'utilisateur, soit automatiquement, à partir des signaux d'accélération.

Un signal représentatif de l'activité pratiquée est transmis du sous-bloc 103 au sous-bloc 101 où il est utilisé pour le prétraitement du signal optique. Le filtrage est ainsi adapté en tenant compte du fait que, pour une activité donnée, le rythme cardiaque se situe à l'intérieur d'une plage donnée. A titre d'exemple, la bande passante pour la course à pied, se situe de préférence entre 1Hz et 3.5 Hz, alors qu'elle est comprise entre 1Hz et 3 Hz pour la marche.

#### **b. Rehaussement du signal optique 200**

Le bloc de rehaussement du signal optique 200 comporte un sous-bloc 201 de rehaussement du signal proprement dit, et un sous-bloc 202 d'élaboration d'un modèle. A l'intérieur de ces deux sous-blocs, le traitement du signal est effectué, de préférence, en mode digital.

Une fois l'étape de prétraitement effectuée en 102, le signal d'accélération parvient au bloc 202 d'élaboration d'un modèle. Dans le cadre de la méthode originale décrite dans la demande EP06121865, l'élaboration d'un modèle à partir du signal d'accélération comprend une première étape de calcul de la fréquence fondamentale du mouvement, une deuxième étape de calcul des harmoniques à partir de la fréquence fondamentale, et une troisième étape d'élimination des fréquences ainsi calculées, du signal optique. Le fondement de cette méthode, ainsi

que les détails du calcul sont explicités dans la demande EP06121865 mentionnée précédemment. On se bornera à mentionner que le calcul de la fréquence fondamentale est effectué par une méthode d'auto-corrélation, bien connue de l'homme de métier, suivie d'une détection des maxima. Les harmoniques sont

5 ensuite calculées par une simple multiplication. Enfin, les fréquences du mouvement ainsi déterminées sont utilisées pour la construction d'un filtre en peigne tel que représenté en figure 4a. On reviendra ultérieurement sur les caractéristiques dudit filtre en peigne.

Les signaux issus des sous-blocs respectivement de prétraitement du signal

10 optique 101 et d'élaboration d'un modèle 202, parviennent au sous-bloc 201 de rehaussement du signal optique. L'opération de rehaussement consiste, dans le cadre de la méthode décrite dans la demande EP06121865, en un filtrage du signal optique prétraité à l'aide du filtre en peigne construit lors de l'étape d'élaboration d'un modèle 202.

15 Selon l'invention, le filtre en peigne est construit à partir des informations sur les fréquences du mouvement, et de l'information relative au type d'activité pratiquée, délivrée par le sous-bloc 103. Il est formé classiquement de larges bandes passantes 50 séparées par d'étroites bandes de réjection 52 situées autour des fréquences du mouvement constituées par la fréquence fondamentale et les harmoniques. La

20 largeur de chaque bande de réjection 52 est réglée par un paramètre  $\beta_i$ , qui est adapté en fonction du niveau de l'harmonique et du type d'activité pratiquée.

A titre d'exemple, la figure 4b illustre un filtre peigne adapté à la course à pied. On note que le paramètre  $\beta_1$ , lié à la fréquence fondamentale de la course à pied, génère une bande de réjection de la fréquence fondamentale relativement

25 large, en comparaison des bandes de réjection des harmoniques, et en particulier de la première harmonique. Ceci s'explique par le fait que la fréquence fondamentale de la course à pied provient essentiellement du mouvement des bras. Or, ce mouvement est, d'une manière générale, moins régulier que le mouvement des jambes, qui est, lui, responsable en grande partie de la première harmonique. Par conséquent, le

30 mouvement des bras génère un artefact plus large en fréquence que le mouvement des jambes. Il est donc nécessaire d'éliminer une plus grande portion de signal autour de la fréquence fondamentale, qu'autour de la première harmonique. Cette élimination de bruit se fait sans perte d'information utile, car la fréquence

35 fondamentale du mouvement de la course est proche de 1Hz, valeur éloignée de la plage des fréquences cardiaques habituelles pour une telle activité.

Un deuxième exemple illustré par la figure 4c, concerne un filtre en peigne adapté au cyclisme. Les paramètres  $\beta_2$  et  $\beta_3$  liés respectivement à la première et à la



deuxième harmonique du cyclisme, génèrent deux bandes de réjection étroites, en comparaison des bandes de réjection des autres fréquences. Ce filtre a été construit essentiellement sur la base de données statistiques sur le mouvement du cycliste.

La construction d'un filtre adapté à l'activité sportive pratiquée, permet ainsi  
5 d'optimiser le rehaussement du signal optique.

### **-c. Estimation de la pulsation cardiaque 300**

Le signal optique rehaussé est filtré, à l'aide d'un filtre passe-bande adaptatif, ou d'un algorithme de réduction du bruit de type PCA tel que décrit dans le brevet US 7 018 338. Puis, la pulsation cardiaque est estimée à partir du signal optique  
10 rehaussé filtré. Pour cela on utilise, par exemple, par la méthode du 'zero-crossing' en terminologie anglaise, c'est-à-dire la méthode du passage à zéro, bien connue de l'homme de métier.

La pulsation cardiaque ainsi estimée est moyennée sur une fenêtre de temps dont la largeur dépend de l'activité pratiquée. A cet effet, un signal issu du bloc 103  
15 de détermination de l'activité pratiquée est transmis à un bloc 301 d'estimation de la pulsation cardiaque. La largeur de la fenêtre de moyenne est ainsi sensiblement plus courte pour une activité telle que la course à pied, compatible avec des variations rapides du rythme cardiaque, que pour une activité telle que la marche, pour laquelle le rythme cardiaque varie lentement.

20 Dans une variante de ce mode de réalisation, la pulsation cardiaque estimée fait l'objet d'une auto-régression, et la constante de régression  $\alpha$  est adaptée en fonction de l'activité pratiquée.

On a ainsi décrit un dispositif et une méthode de mesure d'une pulsation cardiaque dont les performances sont augmentées grâce à la détermination du type  
25 d'activité sportive pratiquée. Bien que le dispositif et la méthode décrits fassent intervenir une méthode de rehaussement du signal optique particulière, on notera que toute autre méthode de rehaussement du signal optique est compatible avec le dispositif et la méthode décrits. On a mentionné, par exemple, une méthode de rehaussement du signal optique par transformation de Fourier, décrite dans le  
30 document WO 2006/044677. Cette méthode consiste à calculer les spectres en fréquence des signaux optique et d'accélération, puis à éliminer du signal optique, les fréquences appartenant au signal d'accélération et mises en évidence par le calcul de la transformée de Fourier. Seules les fréquences pour lesquelles l'intensité du signal dépasse une certaine valeur seuil sont coupées dans le signal optique.

35 Dans le cadre de l'invention, ladite valeur seuil dépend de l'activité pratiquée.

Bien entendu, la méthode et le dispositif selon l'invention ne se limitent pas au mode de réalisation qui vient d'être décrit et diverses modifications et variantes

simples peuvent être envisagées par l'homme du métier sans sortir du cadre de l'invention tel que défini par les revendications annexées.

On notera, par exemple, que l'algorithme peut prendre en compte, non seulement l'activité pratiquée à l'instant présent, mais également son historique. En effet, il a été observé, dans le cadre de cette invention, que le mouvement sportif est moins régulier dans les premières minutes d'activité, que par la suite. On tiendra compte de ce paramètre, en construisant un filtre en peigne dont les bandes de réjection sont plus larges en début d'activité, qu'après quelques minutes. De plus, lors d'un changement d'activité, par exemple lors du passage de la marche à la course, on peut anticiper des variations rapides du rythme cardiaque. Dans les minutes qui suivent un tel changement, la fenêtre de moyenne ou la constante de régression seront adaptées pour tenir compte d'une possible variation brutale du rythme cardiaque.

.

## REVENDEICATIONS

1. Méthode de mesure d'une pulsation cardiaque durant une activité sportive, consistant principalement à :
  - transmettre un rayonnement lumineux dans des tissus organiques,
  - détecter un signal optique issu de l'interaction dudit rayonnement lumineux
- 5 avec les tissus organiques, ledit signal optique comprenant une composante relative à la pulsation cardiaque et une composante relative au mouvement effectué durant ladite activité sportive,
  - détecter un signal d'accélération contenant une indication relative au mouvement effectué durant ladite activité sportive,
- 10
  - déterminer le type d'activité sportive pratiquée, et
  - calculer ladite pulsation cardiaque à partir dudit signal optique et à l'aide dudit signal d'accélération, par séparation des composantes relatives, respectivement, à la pulsation cardiaque et au mouvement effectué, ledit calcul de la pulsation cardiaque étant adapté en fonction du type d'activité pratiquée.
2. Méthode selon la revendication 1, caractérisée en ce que ledit calcul de la pulsation cardiaque est basé sur un algorithme comprenant un bloc de traitement pour séparer des composantes relatives, respectivement, à la pulsation cardiaque et au mouvement effectué, appelé bloc de rehaussement du signal optique (200), ledit bloc de rehaussement du signal optique (200) comprenant au moins une étape adaptée au type d'activité pratiquée.
3. Méthode selon la revendication 2, caractérisée en ce que ledit bloc de rehaussement du signal optique (200) comprend :
  - une étape de calcul de la fréquence fondamentale du mouvement,
  - une étape de calcul des harmoniques, et
  - une étape d'élimination des fréquences du mouvement ainsi calculées par filtrage dudit signal optique à l'aide d'un filtre de type peigne.
4. Méthode selon la revendication 3, caractérisée en ce que ledit filtre en peigne comprend des bandes passantes (50) et des bandes de réjection (52), et en ce que la largeur desdites bandes (50, 52) est adaptée au type d'activité pratiquée.
5. Méthode selon la revendication 4, caractérisée en ce que ledit filtre en peigne adapté à la course à pied comprend une première bande de réjection large en comparaison de la bande de réjection de la première harmonique.
6. Méthode selon l'une des revendications 1 à 5, caractérisée en ce que ledit calcul de la pulsation cardiaque est basé sur un algorithme comprenant un bloc de traitement pour le prétraitement des signaux optique et d'accélération (100), ledit

bloc de prétraitement (100) comprenant au moins une étape adaptée au type d'activité pratiquée.

7. Méthode selon la revendication 6, caractérisée en ce que ledit bloc de prétraitement (100) comprend une étape de filtrage du signal optique à l'aide d'un filtre dont la largeur est adaptée au type d'activité pratiquée.

8. Méthode selon la revendication 7, caractérisée en ce que ledit filtre adapté à la course à pied est passant pour les fréquences comprises entre 1 Hz et 3.5 Hz.

9. Méthode selon l'une des revendications 1 à 8, caractérisée en ce que ledit calcul de la pulsation cardiaque est basé sur un algorithme comprenant un bloc de traitement pour l'estimation de la pulsation cardiaque (300), ledit bloc d'estimation de la pulsation cardiaque (300) comprenant au moins une étape adaptée au type d'activité pratiquée.

10. Méthode selon la revendication 9, caractérisée en ce que l'estimation de la pulsation cardiaque est moyennée sur une fenêtre de temps dont la largeur est adaptée en fonction de l'activité pratiquée.

11. Méthode selon l'une des revendications 1 à 10, caractérisée en ce que ladite détermination du type d'activité sportive pratiquée est automatique.

12. Méthode selon la revendication 11, caractérisée en ce que ladite détermination du type d'activité sportive est basée sur l'étude du signal d'accélération.

13. Méthode selon l'une des revendications 1 à 12, caractérisée en ce que ledit calcul de la pulsation cardiaque est adapté en fonction de l'historique de l'activité pratiquée.

14. Méthode selon les revendications 4 et 13, caractérisée en ce que lesdites bandes de réjection (52) sont plus larges en début d'activité que par la suite.

15. Dispositif intégré pour la mise en œuvre de la méthode selon les revendications 1 à 14, comportant :

- une source lumineuse,

- un photo-détecteur fournissant un signal optique comprenant une

composante relative à ladite pulsation cardiaque et une composante relative au mouvement effectué durant ladite activité sportive,

- un accéléromètre fournissant un signal d'accélération contenant une indication relative au mouvement effectué durant ladite activité sportive, et

- un processeur apte à traiter lesdits signaux de manière à calculer ladite pulsation cardiaque à partir dudit signal optique et à l'aide du signal d'accélération,

par séparation des composantes relatives, respectivement, à la pulsation cardiaque et au mouvement effectué,

caractérisé en ce qu'il comprend, en outre, des moyens de détermination de ladite activité sportive agencés pour fournir au processeur une indication du type d'activité

- 5 pratiquée pour adapter le calcul de la pulsation cardiaque en fonction de l'indication du type d'activité.

16. Dispositif selon la revendication 15, caractérisé en ce que lesdits moyens de détermination de l'activité sportive sont automatiques, et basés sur l'étude du signal d'accélération.

- 10 17. Dispositif selon la revendication 15, caractérisé en ce que lesdits moyens de détermination de l'activité sportive sont manuels et comportent un organe de commande externe.

Fig. 1

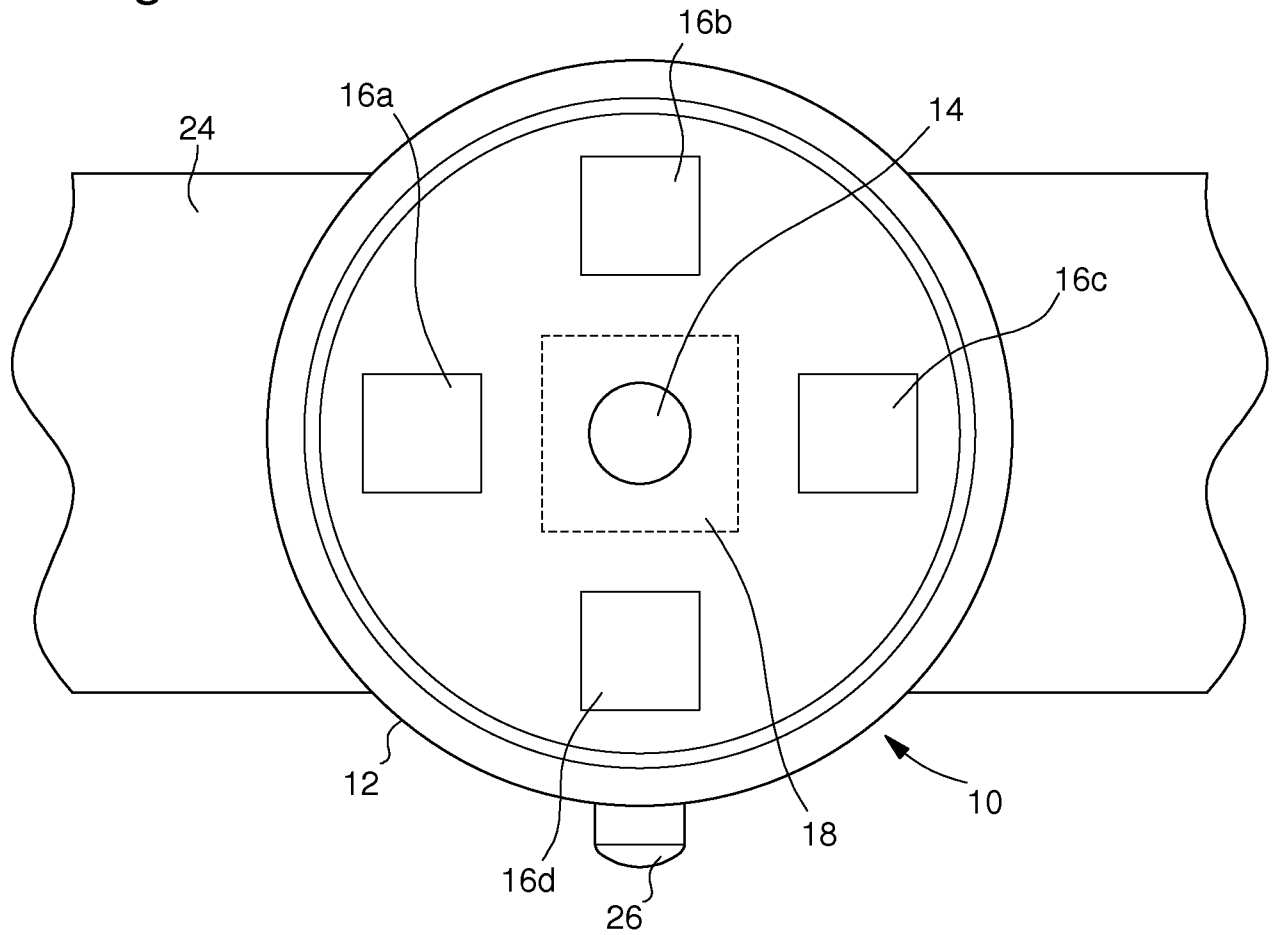
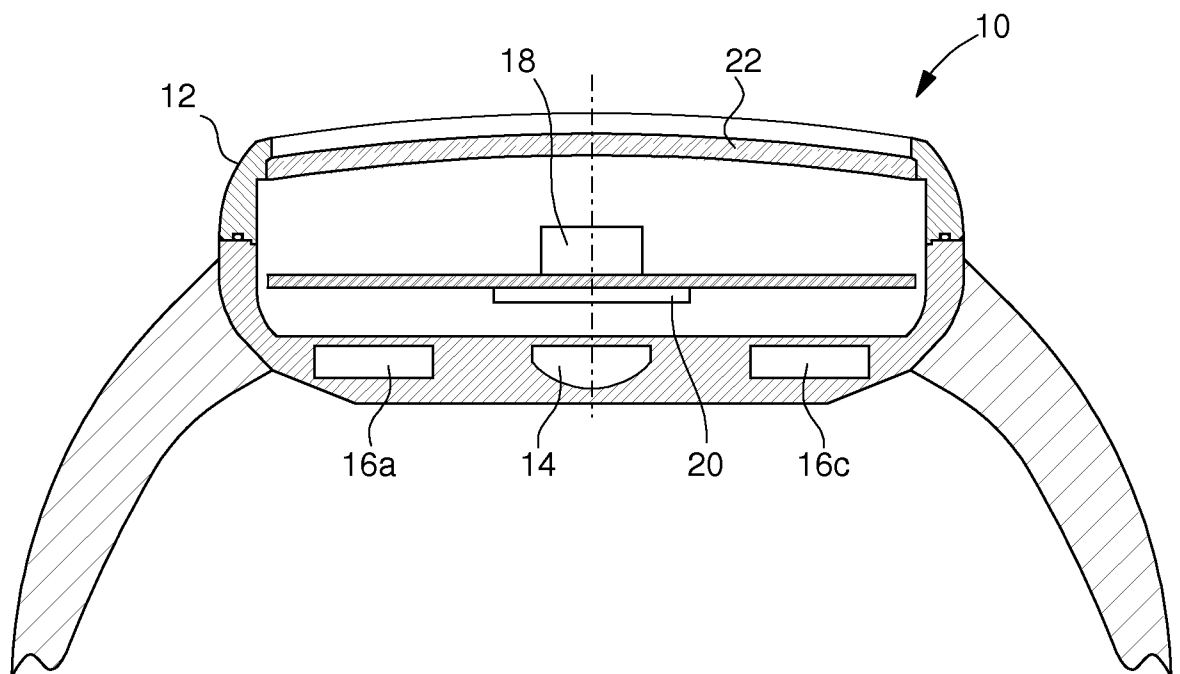


Fig. 2



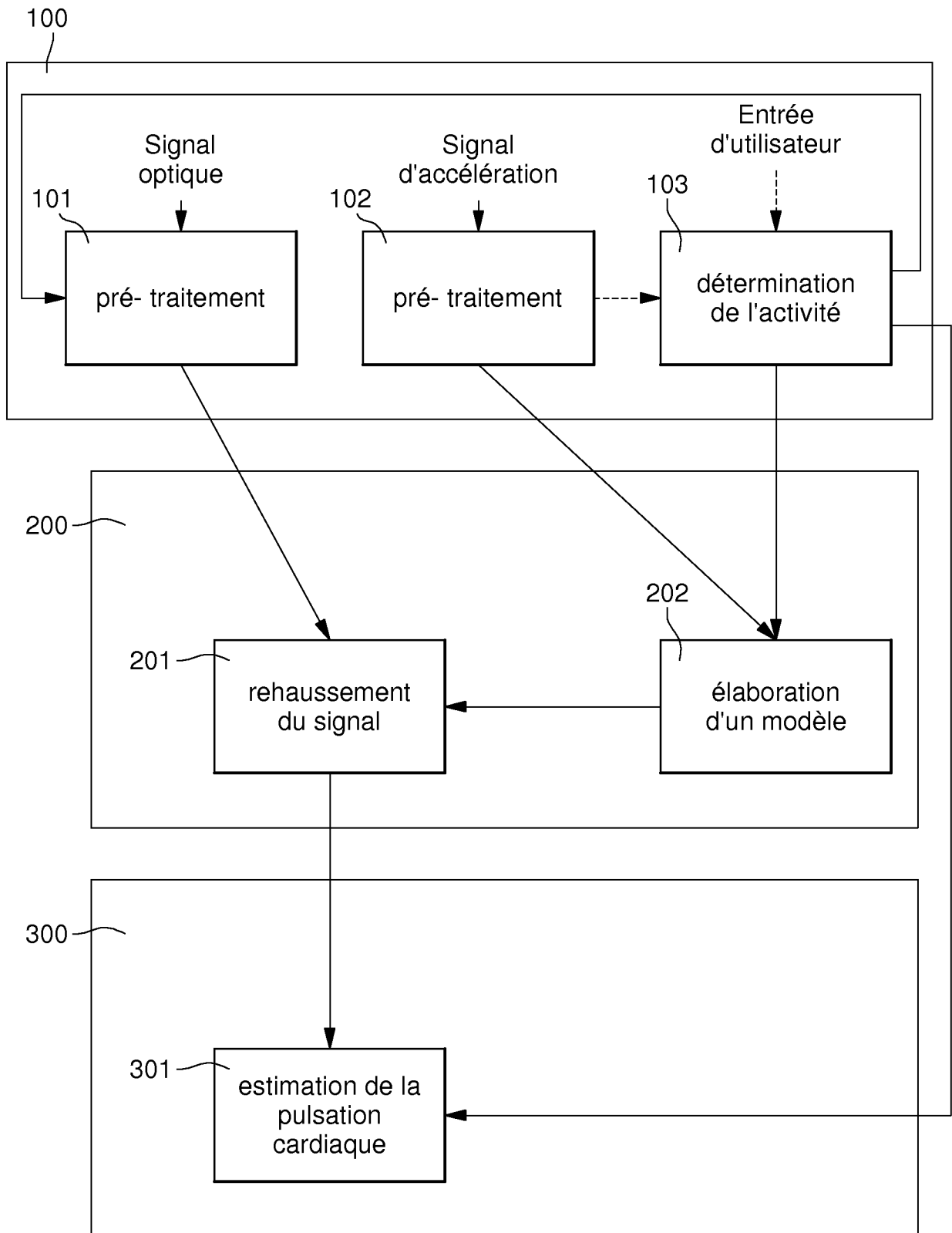


Fig. 3

Fig. 4a

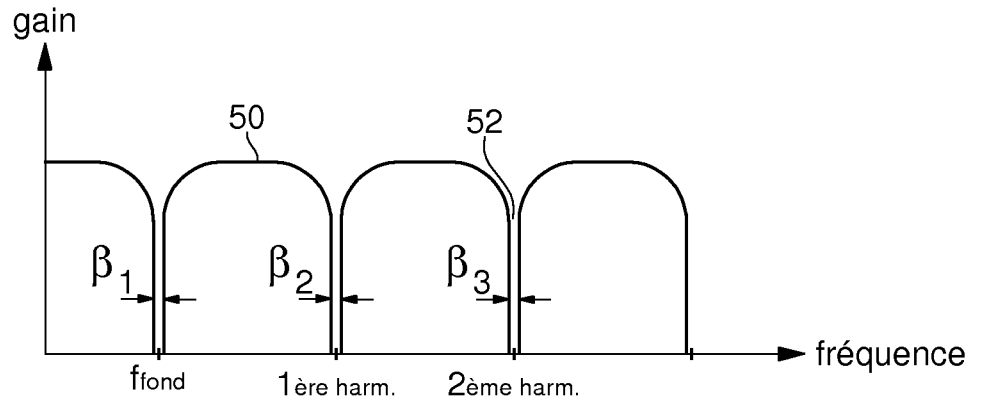


Fig. 4b

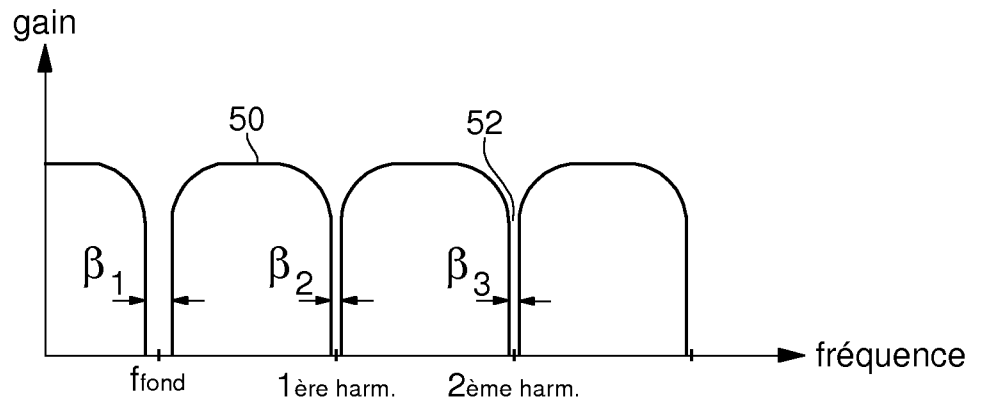
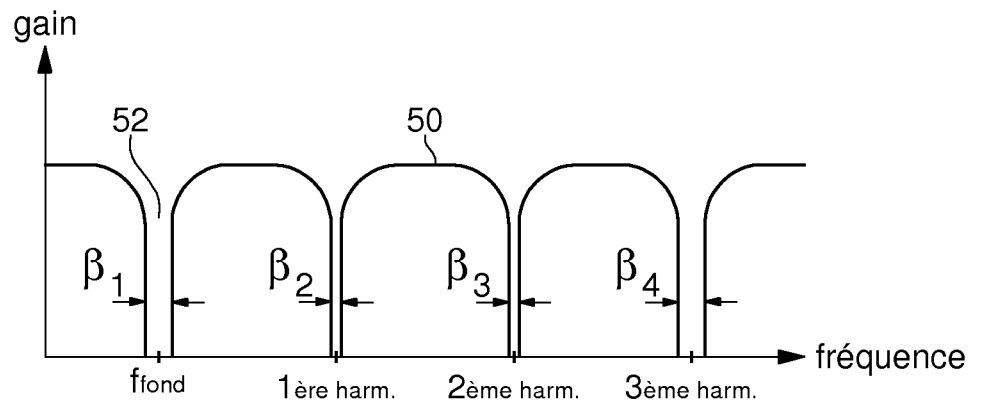


Fig. 4c





# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/EP2007/060469

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
INV. A61B5/024 A61B5/11

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

**B. FIELDS SEARCHED**

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

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

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

EPO-Internal

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 0 922 433 A1 (SEIKO EPSON CORP [JP]; SEIKO INSTR INC [JP]) 16 June 1999 (1999-06-16) the whole document	1-16
X	US 4 338 950 A (BARLOW JR CARL A ET AL) 13 July 1982 (1982-07-13)	1, 2, 6-10, 13-15, 17
Y	the whole document	3-5
Y	EP 0 659 384 A1 (SEIKO INSTR INC [JP]) 28 June 1995 (1995-06-28) abstract column 7, line 27 - column 8, line 46	3-5
A	EP 0 941 694 A1 (SEIKO EPSON CORP [JP]) 15 September 1999 (1999-09-15) paragraphs [0097] - [0101]	11, 16

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

\* Special categories of cited documents :

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

\*E\* earlier document but published on or after the international filing date

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

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

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

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

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

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

\*&\* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

7 janvier 2008

Date of mailing of the international search report

15/01/2008

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Dhervé, Gwenaëlle

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2007/060469

Patent document cited in search report	Publication date	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 0922433	A1	16-06-1999	JP 3584143 B2	04-11-2004
			JP 10258038 A	29-09-1998
			WO 9841143 A1	24-09-1998
			US 6155983 A	05-12-2000
US 4338950	A	13-07-1982	NONE	
EP 0659384	A1	28-06-1995	DE 69429905 D1	28-03-2002
			DE 69429905 T2	14-08-2002
			JP 2816944 B2	27-10-1998
			JP 7227383 A	29-08-1995
			US 5697374 A	16-12-1997
EP 0941694	A1	15-09-1999	DE 69838286 T2	20-12-2007
			WO 9912469 A1	18-03-1999
			JP 3689914 B2	31-08-2005
			US 6198951 B1	06-03-2001

# RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale n°  
PCT/EP2007/060469

**A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE**  
INV. A61B5/024 A61B5/11

Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

**B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE**

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)  
A61B

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si cela est réalisable, termes de recherche utilisés)  
EPO-Internal

**C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS**

Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
X	EP 0 922 433 A1 (SEIKO EPSON CORP [JP]; SEIKO INSTR INC [JP]) 16 juin 1999 (1999-06-16) le document en entier	1-16
X	US 4 338 950 A (BARLOW JR CARL A ET AL) 13 juillet 1982 (1982-07-13)	1, 2, 6-10, 13-15, 17
Y	le document en entier	3-5
Y	EP 0 659 384 A1 (SEIKO INSTR INC [JP]) 28 juin 1995 (1995-06-28) abrégé colonne 7, ligne 27 - colonne 8, ligne 46	3-5
A	EP 0 941 694 A1 (SEIKO EPSON CORP [JP]) 15 septembre 1999 (1999-09-15) alinéas [0097] - [0101]	11, 16

Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents

Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

\* Catégories spéciales de documents cités:

\*A\* document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent

\*E\* document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date

\*L\* document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)

\*O\* document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens

\*P\* document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

\*T\* document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention

\*X\* document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément

\*Y\* document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier

\*Z\* document qui fait partie de la même famille de brevets

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée

7 janvier 2008

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale

15/01/2008

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale

Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Fonctionnaire autorisé

Dhervé, Gwenaëlle

# RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande internationale n°

PCT/EP2007/060469

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)		Date de publication
EP 0922433	A1	16-06-1999	JP	3584143 B2	04-11-2004
			JP	10258038 A	29-09-1998
			WO	9841143 A1	24-09-1998
			US	6155983 A	05-12-2000
-----					
US 4338950	A	13-07-1982	AUCUN		
-----					
EP 0659384	A1	28-06-1995	DE	69429905 D1	28-03-2002
			DE	69429905 T2	14-08-2002
			JP	2816944 B2	27-10-1998
			JP	7227383 A	29-08-1995
			US	5697374 A	16-12-1997
-----					
EP 0941694	A1	15-09-1999	DE	69838286 T2	20-12-2007
			WO	9912469 A1	18-03-1999
			JP	3689914 B2	31-08-2005
			US	6198951 B1	06-03-2001
-----					