



(12) **DEMANDE DE BREVET EUROPEEN**

(43) Date de publication:
30.08.2017 Bulletin 2017/35

(51) Int Cl.:
A61B 5/024 ^(2006.01) **A61B 5/1455** ^(2006.01)
A61B 5/00 ^(2006.01)

(21) Numéro de dépôt: **17158181.2**

(22) Date de dépôt: **27.02.2017**

(84) Etats contractants désignés:
AL AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HR HU IE IS IT LI LT LU LV MC MK MT NL NO PL PT RO RS SE SI SK SM TR

Etats d'extension désignés:
BA ME

Etats de validation désignés:
MA MD

(30) Priorité: **29.02.2016 FR 1651656**

(71) Demandeur: **COMMISSARIAT À L'ÉNERGIE ATOMIQUE ET AUX ÉNERGIES ALTERNATIVES**
75015 Paris (FR)

(72) Inventeurs:

- **STANCHINA, Sylvain**
38000 Grenoble (FR)
- **KOENIG, Anne**
38410 Saint Martin d'Uriage (FR)

(74) Mandataire: **GIE Innovation Competence Group**
310, avenue Berthelot
69372 Lyon Cedex 08 (FR)

(54) **PROCÉDÉ D'ESTIMATION D'UNE FRÉQUENCE CARDIAQUE ET DISPOSITIF ASSOCIÉ**

(57) L'invention est un procédé pour l'estimation d'une fréquence cardiaque par la détection d'un rayonnement rétrodiffusé ou transmis par une zone corporelle. Ladite partie est illuminée, simultanément ou successivement, par un rayonnement lumineux s'étendant sur première bande spectrale et une deuxième bande spectrale. Un photodétecteur détecte un rayonnement émis par ladite zone corporelle sous l'effet de son illumination,

dans chacune des bandes spectrales. Une première fonction de détection et une deuxième fonction de détection sont formées respectivement à partir du rayonnement détecté dans chaque bande spectrale. Le procédé permet une détermination de la fréquence cardiaque par la détermination d'instants caractéristiques identifiés simultanément à partir de la première fonction de détection et de la deuxième fonction de détection.

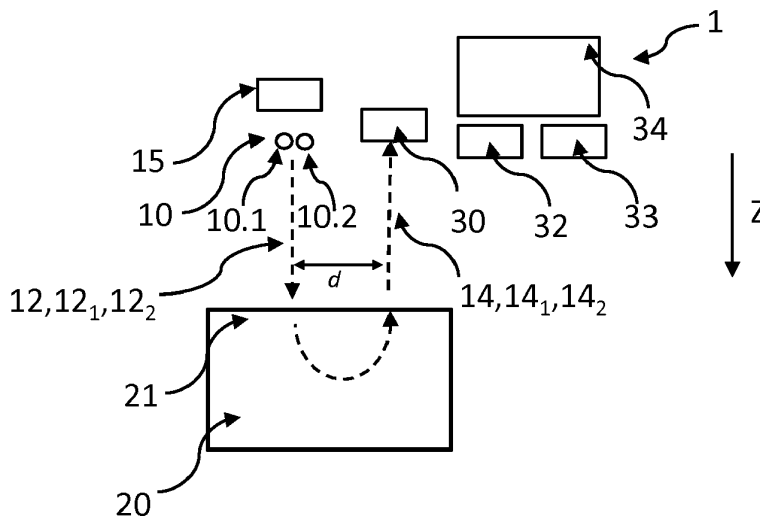


Fig. 1A

Description

DOMAINE TECHNIQUE

5 [0001] Le domaine technique de l'invention est la mesure optique d'une fréquence cardiaque d'un individu ou d'un animal.

ART ANTERIEUR

10 [0002] Les mesures optiques sont fréquemment mises en oeuvre pour déterminer des paramètres physiologiques d'un être vivant, en particulier liés au sang. Des dispositifs, dits oxymètres de pouls, sont couramment utilisés pour déterminer une saturation en oxygène de l'hémoglobine dans le sang. Ces mesures sont basées sur l'absorption de la lumière par l'hémoglobine, cette dernière variant entre l'oxyhémoglobine et la déoxyhémoglobine. Des dispositifs commerciaux sont largement utilisés, basés sur une mesure de la lumière transmise par un organe suffisamment fin, dans
15 une bande spectrale infrarouge et une bande spectrale rouge. L'organe examiné peut notamment être l'extrémité d'un doigt ou le lobe d'une oreille. Les mesures de la lumière transmise, dans chacune des bandes spectrales, permettent d'estimer des concentrations en oxyhémoglobine et déoxyhémoglobine dans le sang, à partir desquelles on estime la saturation en oxygène du sang. Ces mesures permettent également de détecter un flux pulsatile de sang et d'en déduire une fréquence cardiaque. La plupart des oxymètres commerciaux permettent également une estimation de la fréquence
20 cardiaque à partir des mesures réalisées dans l'une ou l'autre bande spectrale.

[0003] Le brevet européen EP2355693 décrit par exemple un dispositif comportant une première source de lumière émettant dans une longueur d'onde rouge et une deuxième source de lumière émettant dans une longueur d'onde infra-
rouge. Un photodétecteur est apte à détecter un rayonnement lumineux émanant d'un doigt éclairé par une desdites sources de lumière. La source de lumière infra-rouge est notamment utilisée pour détecter la présence du doigt contre
25 le dispositif, suite à quoi la source de lumière rouge est activée, de façon à permettre une détermination de paramètres tels la fréquence cardiaque ou l'oxymétrie de pouls.

[0004] Le brevet américain US9042971 décrit un dispositif nomade d'actimétrie, permettant de déterminer de façon optique une fréquence cardiaque par une détection d'un rayonnement lumineux rétrodiffusé par un doigt sous l'effet
30 d'une illumination. Ce dispositif permet d'effectuer des mesures selon une configuration de rétrodiffusion, également désignée par le terme configuration en réflectance, les sources de lumière étant disposées de façon adjacente au photodétecteur.

[0005] Le document US2013/0072771 décrit un dispositif pour illuminer le doigt d'un utilisateur selon deux longueurs d'onde différentes. Des images du rayonnement rétrodiffusé par le doigt sont acquises à chaque longueur d'onde, à partir desquelles une fréquence cardiaque de l'utilisateur est calculée.

35 [0006] Les inventeurs ont constaté que de tels dispositifs pouvaient générer des erreurs de mesure de la fréquence cardiaque, notamment lorsqu'ils sont portés par une personne en mouvement. L'invention propose de résoudre ce problème, en permettant d'obtenir des mesures plus fiables de la fréquence cardiaque.

EXPOSE DE L'INVENTION

40 [0007] Un premier objet de l'invention est un procédé d'estimation d'une fréquence cardiaque d'un être vivant comportant les étapes suivantes :

- 45 a) illumination d'une zone corporelle dudit être vivant par un faisceau lumineux incident selon une première bande spectrale ;
- b) détection d'un rayonnement lumineux transmis ou rétrodiffusé, dans ladite bande spectrale, par ladite zone corporelle sous l'effet de ladite illumination ;
- c) détermination d'une première fonction de détection, représentant une évolution temporelle d'une intensité du rayonnement lumineux ainsi détecté ;
- 50 d) identification d'instantanés caractéristiques à partir de ladite première fonction de détection, et calcul d'une fréquence d'occurrence desdits instantanés caractéristiques ;
- e) estimation d'une fréquence cardiaque à partir de ladite fréquence d'occurrence ;

le procédé étant caractérisé en ce que :

- 55 - les étapes a) à b) sont également mises en oeuvre dans une deuxième bande spectrale, de préférence différente de la première bande spectrale, de telle sorte que l'étape c) comporte une détermination d'une deuxième fonction de détection représentant une évolution temporelle d'une intensité du rayonnement lumineux détecté dans la deuxiè-

me bande spectrale ;

- l'étape d) comporte une identification d'instant caractéristique à partir de la deuxième fonction de détection ainsi qu'une sélection d'instant caractéristique identifiés à partir de chaque fonction de détection, et apparaissant en coïncidence temporelle, la fréquence d'occurrence étant calculée à partir des instants caractéristiques ainsi sélectionnés.

[0008] L'étape d) peut comporter un calcul d'une première fonction dérivée à partir de la première fonction de détection, et d'une deuxième fonction dérivée à partir de la deuxième fonction de détection, ainsi que l'identification d'instant caractéristique à partir de chacune desdites fonctions dérivées. Chaque fonction dérivée peut être obtenue par une différence entre la valeur d'une fonction de détection en deux instants différents.

[0009] Par en coïncidence temporelle, on entend simultanément, c'est-à-dire dans une même fenêtre temporelle. Cette fenêtre temporelle peut être prédéterminée ou ajustable. Lorsqu'un instant caractéristique est identifié à partir de la première fonction de détection et qu'aucun instant caractéristique n'est identifié, en coïncidence temporelle, à partir de la deuxième fonction de détection, l'instant caractéristique identifié à partir de la première fonction de détection est invalidé et n'est pas pris en compte dans la détermination de la fréquence d'occurrence.

[0010] Par faisceau lumineux ou rayonnement lumineux, on entend un flux de photons dont la bande spectrale est comprise dans le domaine visible, ou proche infra-rouge, ou proche UV, par exemple entre 200 nm et 1000 nm.

[0011] La fréquence cardiaque peut être égale à la fréquence d'occurrence.

[0012] Le procédé peut comporter l'une des caractéristiques suivantes, prises isolément ou en combinaison :

- la première bande spectrale comporte des longueurs d'onde comprises entre 600 et 700 nm ;
- la deuxième bande spectrale comporte des longueurs d'onde comprises entre 750 nm et 1 μ m ;
- la première bande spectrale s'étend entre 600 nm et 700 nm, et/ou la deuxième bande spectrale s'étend entre 750 nm et 1 μ m, et de préférence entre 810 nm et 1000 nm ;
- la première bande spectrale s'étend, majoritairement ou en totalité, en dessous de 805 nm, tandis que la deuxième bande spectrale s'étend, majoritairement ou en totalité, en dessus de 805 nm.

[0013] Le rayonnement détecté peut être un rayonnement rétrodiffusé, auquel cas la source de lumière et le photodétecteur sont disposés de façon adjacente l'un par rapport à l'autre. Le rayonnement détecté peut également être un rayonnement transmis, auquel cas la zone corporelle s'étend entre la source de lumière et le photodétecteur.

[0014] De préférence, la première bande spectrale et la deuxième bande spectrale ne se recouvrent pas, ou de façon négligeable.

[0015] Un autre objet de l'invention est un dispositif pour l'estimation d'une fréquence cardiaque d'un être vivant, comportant :

- une source de lumière apte à émettre un faisceau lumineux incident se propageant vers une zone corporelle dudit être vivant, selon une première bande spectrale et selon une deuxième bande spectrale ;
- un photodétecteur, apte à détecter, dans chaque bande spectrale, un rayonnement rétrodiffusé ou transmis par ladite zone corporelle, sous l'effet de son illumination par ledit faisceau lumineux incident ;
- un processeur, configuré pour mettre en oeuvre les étapes c) à e) du procédé décrit dans cette demande.

[0016] Le photodétecteur peut être apte à détecter un rayonnement rétrodiffusé par ladite zone corporelle sous l'effet de son illumination. Alternativement, le photodétecteur est apte à détecter un rayonnement transmis par la zone corporelle illuminée.

[0017] La source de lumière peut comporter :

- une première source de lumière élémentaire, apte à émettre un premier faisceau lumineux incident selon la première bande spectrale;
- une deuxième source de lumière élémentaire, apte à émettre un deuxième faisceau lumineux incident selon la deuxième bande spectrale.

[0018] D'autres avantages et caractéristiques ressortiront plus clairement de la description qui va suivre de modes particuliers de réalisation de l'invention, donnés à titre d'exemples non limitatifs, et représentés aux figures annexées, listées ci-dessous.

FIGURES

[0019]

Les figures 1A et 1B représentent respectivement un premier et un deuxième exemple de dispositif apte à mettre en oeuvre l'invention.

La figure 2A représente une fonction de détection obtenue suite à la détection d'un rayonnement rétrodiffusé d'une zone corporelle sous l'effet d'une illumination.

La figure 2B représente une fonction dite dérivée, obtenue à partir d'une fonction de détection telle que représentée sur la figure 2A.

La figure 3A représente un détail d'une fonction de détection, et de sa fonction dérivée, en fonction du temps. Elle illustre la survenue d'un front intempestif.

La figure 3B représente des estimations, en fonction du temps, de la fréquence cardiaque d'un individu en fonction d'un signal détecté en réponse à une illumination selon une bande spectrale respectivement centrée sur 660 nm et 940 nm. Ces estimations sont réalisées selon un procédé de l'art antérieur et ont été entreprises en illuminant le pouce d'un individu, selon une configuration en rétrodiffusion.

La figure 4A représente les principales étapes d'un procédé selon l'invention. La figure 4B illustre chaque séquence d'éclairage du procédé.

Les figures 5A et 5B représentent respectivement la détection d'instants caractéristiques à partir d'une première fonction de détection et d'une deuxième fonction de détection.

La figure 6A est identique à la figure 3B. La figure 6B représente une évaluation de la fréquence cardiaque d'un individu, en mettant en oeuvre l'invention, en fonction des signaux détectés pour établir la figure 6A.

La figure 6C correspond à une évaluation de la fréquence cardiaque d'un individu, réalisée selon un procédé de l'art antérieur, en illuminant le poignet d'un individu. La figure 6D correspond à une évaluation de la fréquence cardiaque, en mettant en oeuvre l'invention, en fonction des signaux détectés pour établir la figure 6C.

Les figures 6A à 6D sont réalisées en mettant en oeuvre le procédé selon une configuration en rétrodiffusion.

EXPOSE DE MODES DE REALISATION PARTICULIERS

[0020] La figure 1A représente un exemple d'un dispositif 1 permettant la mise en oeuvre de l'invention. Une source de lumière 10 émet un faisceau lumineux incident 12 se propageant jusqu'à un échantillon 20, selon un axe de propagation Z. Le terme échantillon désigne une zone corporelle d'un être vivant, dont on souhaite acquérir la fréquence cardiaque. Les photons composant le faisceau lumineux incident 12 pénètrent dans l'échantillon et une partie d'entre eux est rétrodiffusée selon une direction parallèle à l'axe de propagation, dans un sens opposé à ce dernier. Ces photons rétrodiffusés constituent un rayonnement rétrodiffusé 14. Le rayonnement rétrodiffusé 14 peut être détecté par un photodétecteur 30, placé en regard de la surface 21 de l'échantillon. Le photodétecteur peut être configuré de façon à détecter un rayonnement rétrodiffusé émanant de l'échantillon à une distance d, dite distance de rétrodiffusion, généralement non nulle et inférieure à quelques millimètres, typiquement inférieure à 15 mm ou 10 mm.

[0021] Dans cet exemple, la source de lumière 10 comporte deux sources de lumières élémentaires 10_1 et 10_2 . La première source de lumière élémentaire 10_1 est une diode électroluminescente émettant dans une première bande spectrale $\Delta\lambda_1$ centrée sur une première longueur d'onde λ_1 égale à 660 nm. Il s'agit d'une diode électroluminescente fournie par le fabricant Kingbright sous la référence APT1608SURCK. La deuxième source de lumière élémentaire 10_2 est une diode électroluminescente émettant dans une deuxième bande spectrale $\Delta\lambda_2$ centrée sur une deuxième longueur d'onde λ_2 égale à 940 nm. Il s'agit d'une diode électroluminescente fournie par le fabricant Kingbright sous la référence APT1608F3C. Ainsi, la première bande spectrale $\Delta\lambda_1$ s'étend de préférence entre 600 et 700 nm, ce qui recouvre la bande spectrale visible rouge, tandis que la deuxième bande spectrale $\Delta\lambda_2$ s'étend de préférence entre 700 et 1000 nm, et encore de préférence entre 810 nm - 1000 nm, ce qui correspond à une bande spectrale dans le proche infra-rouge. De préférence, la première bande spectrale $\Delta\lambda_1$ et la deuxième bande spectrale $\Delta\lambda_2$ sont différentes et ne se recouvrent pas. Par ne pas se recouvrir, on entend que la majeure partie du spectre d'émission, et de préférence 80% voire plus de 90% de l'intensité émise, ne se situe pas dans la même plage spectrale.

[0022] Un microcontrôleur 15 pilote l'activation séquentielle des sources de lumières élémentaires 10_1 et 10_2 . Ainsi, l'échantillon est successivement illuminé par un premier faisceau lumineux incident 12_1 , dans la première bande spectrale $\Delta\lambda_1$, et par un deuxième faisceau lumineux incident 12_2 , dans la deuxième bande spectrale $\Delta\lambda_2$.

[0023] Un photodétecteur 30 détecte un premier rayonnement rétrodiffusé 14_1 , dans la première bande spectrale $\Delta\lambda_1$, sous l'effet de l'illumination par le premier faisceau lumineux incident 12_1 , ainsi qu'un deuxième rayonnement rétrodiffusé 14_2 , dans la deuxième bande spectrale $\Delta\lambda_2$ sous l'effet de l'illumination par le deuxième faisceau lumineux incident 12_2 . Dans l'exemple représenté, le photodétecteur est une photodiode fournie par VISHAY sous la référence BPW345, dont la bande spectrale de détection permet la détection du premier et du deuxième rayonnement rétrodiffusé. La distance de rétrodiffusion d s'élève, dans cet exemple, à 7 mm.

[0024] Un processeur 32 est apte à établir une fonction de détection, correspondant à une évolution temporelle de l'intensité d'un rayonnement détecté par le photodétecteur, dans chacune des bandes spectrales. Il peut être relié à une mémoire 33, apte à stocker des instructions permettant de mettre en oeuvre un procédé décrit dans cette description.

Il peut également être relié à une unité d'affichage 34.

[0025] Selon un autre mode de réalisation, représenté sur la figure 1B, le dispositif 1 est disposé selon une configuration dite en transmission. Dans une telle configuration, l'échantillon s'étend entre la source de lumière 10 et le photodétecteur 30. Ce dernier est alors apte à détecter un rayonnement 14 transmis par l'échantillon selon l'axe de propagation Z. Cependant, un tel dispositif est moins compact que le dispositif en rétrodiffusion exposé en lien avec la figure 1A. De plus, un dispositif en rétrodiffusion, tel que présenté sur la figure 1A, est plus versatile qu'un dispositif fonctionnant en transmission. En effet, son fonctionnement est indépendant de l'épaisseur de la zone corporelle analysée. Il peut donc être placé contre différentes zones corporelles, par exemple un poignet, un doigt, ou une jambe.

[0026] La figure 2A représente une fonction $S(t)$, dite fonction de détection, représentant l'intensité, S , en fonction du temps, d'un rayonnement rétrodiffusé (ou transmis) détecté par le photodétecteur 30, dans la première bande spectrale. Sous l'effet de l'activité cardiaque, l'intensité du rayonnement rétrodiffusé suit une évolution temporelle périodique, dont la période est liée à la fréquence cardiaque hr . La figure 2B représente l'évolution, en fonction du temps, d'une fonction, dite dérivée, représentant une dérivée temporelle de la fonction de détection. On comprend qu'il est aisé d'estimer la fréquence de la fonction $S'(t)$, cette dernière correspondant aussi à la fréquence de la fonction $S(t)$, qui correspond également à la fréquence cardiaque hr recherchée. Une méthode connue de l'art antérieur consiste à utiliser un seuil bas Th_{low} et un seuil haut Th_{high} , de façon à détecter respectivement un front descendant F_{low} et un front montant F_{high} dans la fonction dérivée $S'(t)$. Les instants correspondant à un front descendant, ou à un front montant, sont appelés instants caractéristiques. Ils sont respectivement obtenus en déterminant les instants auxquels la fonction dérivée $S'(t)$ franchit le seuil bas et le seuil haut, à une période d'échantillonnage près. La fréquence f de la fonction dérivée est obtenue en calculant une période entre deux instants caractéristiques successifs, ou par une moyenne de l'intervalle temporel entre plusieurs instants caractéristiques consécutifs.

[0027] Une telle estimation est généralement effectuée dans une seule bande spectrale, qu'il s'agisse d'une bande spectrale rouge ou d'une bande spectrale infra-rouge. Cependant, ce type d'estimation manque de robustesse. Plus particulièrement, des mouvements de la zone corporelle illuminée, des expositions à des sources de lumière parasites ou de simples bruits électroniques peuvent fausser l'estimation de la fréquence cardiaque. La figure 3A représente un détail d'une fonction de détection et d'une fonction dérivée dans un intervalle temporel de 1500 ms. Cette figure illustre un exemple de détection d'un front descendant, dit intempestif F_{false} , et d'un front descendant F_{true} , dit réel. Les inventeurs ont estimé qu'il était nécessaire de réduire la détection de fronts intempestifs, car leur présence fausse l'estimation de la fréquence cardiaque.

[0028] La figure 3B représente des estimations de la fréquence cardiaque hr_1 , hr_2 calculées respectivement à partir d'une première fonction de détection $S_1(t)$ obtenue à partir d'une illumination d'un échantillon dans la première bande spectrale $\Delta\lambda_1$, et d'une deuxième fonction de détection $S_2(t)$ obtenue à partir d'une illumination de l'échantillon dans la deuxième bande spectrale $\Delta\lambda_2$. Sur chacune de ces estimations, on observe des variations intempestives des estimations, dues à des détections de fronts intempestifs tels que le front F_{false} décrit en lien avec la figure 3A.

[0029] Les inventeurs ont défini un procédé permettant d'éviter la détection d'instants caractéristiques intempestifs. Ce procédé, combinant la détection de signaux rétrodiffusés ou transmis dans deux bandes spectrales, est défini ci-dessous, en lien avec la figure 4A, dont les principales étapes sont présentées ci-après.

[0030] Etape 100 : disposition du dispositif 1, de telle sorte que la source de lumière 10 est apte à illuminer un échantillon, c'est-à-dire une zone corporelle 20 d'un être vivant, et que le photodétecteur est apte à détecter un rayonnement rétrodiffusé ou transmis par ladite zone corporelle consécutivement à cette illumination.

[0031] Etape 110 : illumination de l'échantillon 20 dans la première bande spectrale $\Delta\lambda_1$ (sous-étape 110₁) et dans la deuxième bande spectrale $\Delta\lambda_2$ (sous-étape 110₂). En fonction du photodétecteur utilisé, cette illumination peut être simultanée ou successive. Dans cet exemple, on utilise un unique photodétecteur non résolu spectralement. L'échantillon est illuminé successivement par chaque source élémentaire 10₁ et 10₂, la durée de chaque illumination étant de 1,66 ms. L'activation successive de chaque source de lumière élémentaire, désignée par le terme « séquence d'éclairement » est commandée par le microcontrôleur 15. Alternativement, les sources de lumière peuvent être activées en continu, le rayonnement rétrodiffusé (ou transmis) étant détecté par deux photodétecteurs différents, chacun étant apte à détecter respectivement ledit rayonnement dans ladite première bande spectrale ou ladite deuxième bande spectrale. Selon une autre variante, le photodétecteur peut être spectralement résolu, ce qui permet également une illumination de la zone corporelle 20 simultanément selon les deux bandes spectrales. De façon préférée, mais optionnelle, après l'activation de la deuxième source de lumière, aucune source lumineuse n'est activée pendant 1,66 ms (sous-étape 110₃). Le signal S_B détecté par le photodétecteur 30 est alors représentatif d'un courant d'obscurité de ce dernier.

[0032] Etape 120 : détection d'un rayonnement rétrodiffusé (ou transmis) par l'échantillon suite à l'illumination dans chaque bande spectrale. Le photodétecteur génère un premier signal de détection S_1 dépendant de l'intensité du rayonnement rétrodiffusé (ou transmis) 14₁ sous l'effet de l'illumination de l'échantillon dans la première bande spectrale $\Delta\lambda_1$ (sous-étape 120₁) et un deuxième signal de détection S_2 dépendant de l'intensité du rayonnement rétrodiffusé (ou transmis) 14₂ sous l'effet de l'illumination de l'échantillon dans la deuxième bande spectrale $\Delta\lambda_2$ (sous-étape 120₂). Dans cet exemple, le premier signal S_1 et le deuxième signal S_2 de détection sont détectés respectivement durant

EP 3 210 531 A1

l'illumination par la première source élémentaire et par la deuxième source élémentaire. Lorsqu'aucune source de lumière n'est activée, le photodétecteur acquiert un signal de bruit de fond, ou courant d'obscurité S_B (sous-étape 120₃). Ce courant d'obscurité peut être soustrait des signaux de détection S_1 et S_2 .

[0033] Ainsi, comme représenté sur la figure 4B, une séquence d'éclairement Δt dure 5ms, et est subdivisée en trois périodes temporelles de 1,66 ms, correspondant respectivement à :

- l'activation de la première source de lumière élémentaire 10_1 , et la détection, par le photodétecteur, d'un premier signal S_1 représentant l'intensité d'un premier rayonnement 14_1 rétrodiffusé (ou transmis) par l'échantillon ;
- l'activation de la deuxième source de lumière élémentaire 10_2 , et la détection, par le photodétecteur, d'un deuxième signal S_2 représentant l'intensité d'un deuxième rayonnement 14_2 rétrodiffusé (ou transmis) par l'échantillon ;
- la détection, par le photodétecteur, d'un signal de bruit de fond lorsqu'aucune source de lumière n'est activée.

[0034] Etape 130 : établissement d'une première fonction de détection $S_1(t)$ et d'une deuxième fonction de détection $S_2(t)$ représentant respectivement l'évolution temporelle du premier signal de détection S_1 et du deuxième signal de détection S_2 . Chacune de ces fonctions est obtenue respectivement par un échantillonnage temporel du premier signal S_1 et du deuxième signal S_2 , la fréquence d'échantillonnage étant par exemple de 200 Hz, ce qui correspond à une acquisition d'un premier signal S_1 et d'un deuxième signal S_2 toutes les 5 ms. L'établissement de la chaque fonction de détection peut comprendre une étape de prétraitement, de type lissage, permettant de s'affranchir d'une composante haute fréquence du signal détecté. Ce prétraitement peut prendre la forme de l'application d'un filtre passe-bas ou d'une moyenne glissante. Dans cet exemple, on effectue une moyenne glissante selon un intervalle temporel de 25 ms, soit 5 échantillons.

[0035] Etape 140 : détermination d'une première fonction dérivée $S'_1(t)$ et d'une deuxième fonction dérivée $S'_2(t)$. Chaque fonction dérivée est obtenue par une différence d'une fonction de détection à deux instants différents t et $t+\delta t$. L'écart temporel δt est de préférence inférieur à 500ms, voire à 100 ms. Dans cet exemple, t et $t+\delta t$ sont des instants successifs, c'est-à-dire espacés de la période d'échantillonnage, soit 5 ms. La fonction dérivée peut être obtenue par une normalisation de la différence précédemment décrite par l'écart temporel, ce qui correspond à la définition classique d'un taux de variation.

[0036] Autrement dit, $S'_1(t) = S_1(t + \delta t) - S_1(t)$ (1) ou $S'_1(t) = \frac{S_1(t+\delta t) - S_1(t)}{\delta t}$ (1').

[0037] La deuxième fonction dérivée $S'_2(t)$ est obtenue de façon identique à la première fonction dérivée $S'_1(t)$, à partir de la deuxième fonction de détection $S_2(t)$.

[0038] Etape 150 : identification d'instant caractéristique. Par instant caractéristique, on entend un instant auquel la fonction de détection ou sa fonction dérivée atteint une valeur particulière, franchit un seuil ou atteint un extremum local, par exemple minimum local ou maximum local. Dans cet exemple, comme décrit en lien avec les figures 2B et 3A, un instant caractéristique correspond à l'instant où une fonction dérivée franchit un seuil Th . L'étape 150 comporte alors une comparaison de chaque valeur de chaque fonction dérivée à un seuil Th , de façon à détecter un front descendant ou un front montant. Lorsque la valeur d'une fonction dérivée, par exemple la première fonction dérivée $S'_1(t)$, franchit un tel seuil, une fenêtre temporelle W est ouverte. La durée de cette fenêtre temporelle est courte, par exemple comprise entre 5 et 100 fois la période d'échantillonnage. Elle est de préférence inférieure à 500 ms et typiquement comprise entre 20 ms et 200 ms. Si, dans cette fenêtre temporelle W , l'autre fonction dérivée, en l'occurrence $S'_2(t)$ franchit également ledit seuil, le franchissement du seuil est validé pour les deux fonctions dérivées. L'instant correspondant au franchissement du seuil, par une des deux fonctions dérivée, est sélectionné comme étant un instant caractéristique t_i . La durée de la fenêtre temporelle W peut être prédéterminée ou ajustable.

[0039] Les figures 5A et 5B illustrent l'étape 150. Sur la figure 5A, on a représenté une première fonction de détection $S_1(t)$ et sa fonction dérivée $S'_1(t)$. Sur la figure 5B, on a également représenté une deuxième fonction de détection $S_2(t)$ et sa fonction dérivée $S'_2(t)$. La figure 5B est similaire à la figure 3A précédemment décrite. On observe un premier franchissement d'un seuil Th , par la deuxième fonction dérivée $S'_2(t)$, à $t = t_1$. Lors de ce franchissement, une fenêtre temporelle W est ouverte, de durée 100 ms. Durant cette fenêtre temporelle, aucun franchissement du seuil Th n'est détecté pour la première fonction dérivée $S'_1(t)$. L'instant caractéristique t_1 est donc invalidé. On observe également un deuxième franchissement du seuil Th par la première fonction dérivée $S'_1(t)$ à $t = t_2$. Lors de ce franchissement, une nouvelle fenêtre temporelle W est ouverte, au cours de laquelle le deuxième franchissement du seuil est détecté pour la deuxième fonction dérivée $S'_2(t)$. On considère alors qu'à l'instant t_2 , les deux franchissements du seuil sont réalisés en coïncidence temporelle, autrement dit simultanément, à quelques périodes d'échantillonnages près. L'instant t_2 est donc sélectionné comme étant un instant caractéristique t_i à considérer pour évaluer la fréquence cardiaque.

[0040] Etape 160 : détermination de la fréquence cardiaque hr . A partir des instants caractéristiques t_i sélectionnés lors de l'étape 150, on établit une fréquence f d'occurrence des instants caractéristiques successifs, cette fréquence correspondant à la fréquence cardiaque hr . Par exemple, la fréquence d'occurrence est obtenue en effectuant une

moyenne de la fréquence d'occurrence d'un nombre N d'instant caractéristiques successifs t_i . La fréquence f_i attribuée à un instant caractéristique t_i peut alors être établie selon l'écart temporel moyen entre N instants successifs précédents ledit instant caractéristique, de telle sorte que :

$$f_i = \frac{1}{\frac{1}{N-1} \sum_{j=i-N+2}^{j=i} (t_j - t_{j-1})} \quad (2)$$

[0041] La fréquence cardiaque hr_i à l'instant t_i est égale à f_i . Un changement d'unité peut alors être opéré, d'obtenir une fréquence cardiaque en min^{-1} .

[0042] Les figures 6A et 6B illustrent l'avantage conféré par l'invention. Sur ces figures, on a représenté une évaluation de la fréquence cardiaque d'un homme en plaçant un dispositif en rétrodiffusion, tel que représenté sur la figure 1A, au niveau du pouce. Sur la figure 6A, on a représenté une estimation de la fréquence cardiaque selon l'art antérieur, en considérant indépendamment des mesures dans la première bande spectrale et des mesures dans la deuxième bande spectrale. Sur la figure 6B, on a représenté une estimation de la fréquence cardiaque à partir d'instant caractéristiques apparaissant en coïncidence temporelle, c'est-à-dire simultanément, à la largeur de la fenêtre temporelle près, dans chaque bande spectrale. Les fonctions de détection utilisées pour établir les figures 6A et 6B sont analogues. La fréquence cardiaque déterminée en mettant en oeuvre l'invention est plus stable. En particulier, les fluctuations parasites apparaissant, sur la figure 6A, à $t = 80$ s, $t = 130$ s et $t = 180$ s, n'apparaissent pas sur la figure 6B.

[0043] Les figures 6C et 6D sont respectivement analogues aux figures 6A et 6B, le dispositif étant disposé au niveau du poignet d'un homme. On constate également une amélioration de la précision de l'estimation lorsque l'invention est appliquée.

[0044] L'invention pourra être mise en oeuvre sur un dispositif en transmission ou en rétrodiffusion porté par une personne. La configuration en rétrodiffusion est particulièrement adaptée à une intégration dans un dispositif compact de type montre, un dispositif nomade de suivi d'actimétrie ou un patch dermique. Afin d'améliorer la fiabilité de l'estimation, le dispositif sera de préférence maintenu au contact de la peau d'une personne, ou à une distance fixe de cette dernière, au moyen d'un bracelet ou autre armature rigide ou élastique.

[0045] L'invention pourra s'appliquer à la surveillance d'êtres vivants, de type nouveaux-nés, personnes âgées, sportifs ou personnes présentant un risque. L'utilisation des bandes spectrales rouge et infra-rouge sont bien adaptés pour une intégration dans dispositifs d'oxymétrie pulsée, basés sur ces mêmes bandes spectrales, de façon à déterminer d'autres paramètres physiologiques, de type saturation du sang, selon des procédés connus.

Revendications

1. Procédé d'estimation d'une fréquence cardiaque d'un être vivant comportant les étapes suivantes :

- a) illumination d'une zone corporelle (20) dudit être vivant par un faisceau lumineux incident ($12, 12_1, 12_2$) selon une première bande spectrale ($\Delta\lambda_1$);
- b) détection d'un rayonnement lumineux ($14, 14_1, 14_2$) transmis ou rétrodiffusé, dans ladite première bande spectrale ($\Delta\lambda_1$), par ladite zone corporelle sous l'effet de ladite illumination ;
- c) détermination d'une première fonction de détection ($S_1(t)$), représentant une évolution temporelle d'une intensité du rayonnement lumineux ainsi détecté (S_1);
- d) identification d'instant caractéristiques (t_i) à partir de ladite première fonction de détection ($S_1(t)$), et calcul d'une fréquence d'occurrence (f) desdits instant caractéristiques
- e) estimation d'une fréquence cardiaque (hr) à partir de ladite fréquence d'occurrence (f);

le procédé étant caractérisé en ce que :

- les étapes a) à b) sont également mises en oeuvre dans une deuxième bande spectrale ($\Delta\lambda_2$), de telle sorte que l'étape c) comporte une détermination d'une deuxième fonction de détection ($S_2(t)$) représentant une évolution temporelle d'une intensité du rayonnement lumineux détecté dans la deuxième bande spectrale ($\Delta\lambda_2$);
- l'étape d) comporte une identification d'instant caractéristiques à partir de la deuxième fonction de détection ainsi qu'une sélection d'instant caractéristiques (t_i), identifiés à partir de chaque fonction de détection, et apparaissant en coïncidence temporelle, la fréquence d'occurrence (f) étant calculée à partir des instant caractéristiques ainsi sélectionnés.

2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel la deuxième bande spectrale ($\Delta\lambda_2$) est différente de la première bande

EP 3 210 531 A1

spectrale ($\Delta\lambda_1$).

- 5
3. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel chaque instant caractéristique déterminé à partir d'une fonction de détection correspond à un instant auquel ladite fonction de détection atteint une valeur particulière, ou franchit un seuil, ou atteint un extremum local.
- 10
4. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel l'étape d) comporte un calcul d'une première fonction dérivée ($S'_1(t)$) à partir de la première fonction de détection ($S_1(t)$), et d'une deuxième fonction dérivée ($S'_2(t)$) à partir de la deuxième fonction de détection ($S_2(t)$), ainsi que l'identification d'instant caractéristiques à partir de chacune desdites fonctions dérivées ($S'_1(t)$, ($S'_2(t)$)), un instant caractéristique étant un instant ou une fonction dérivée atteint une valeur particulière, ou franchit un seuil, ou atteint un extremum local.
- 15
5. Procédé selon la revendication 4, dans lequel chaque fonction dérivée est obtenue par une différence entre la valeur d'une fonction de détection en deux instants différents (t , $t+\delta t$).
- 20
6. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel :
- la première bande spectrale ($\Delta\lambda_1$) comporte des longueurs d'onde comprises entre 600 et 700 nm ;
 - la deuxième bande spectrale ($\Delta\lambda_2$) comporte des longueurs d'onde comprises entre 750nm et 1 μm .
- 25
7. Procédé d'estimation selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel la première bande spectrale ($\Delta\lambda_1$) s'étend entre 600 nm et 700 nm, tandis que la deuxième bande spectrale ($\Delta\lambda_2$) s'étend entre 750 nm et 1 μm .
- 30
8. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le rayonnement détecté est un rayonnement rétrodiffusé par ladite zone corporelle (20) sous l'effet de son illumination.
- 35
9. Dispositif pour l'estimation d'une fréquence cardiaque d'un être vivant, comportant :
- une source de lumière (10) apte à émettre un faisceau lumineux incident (12_1 , 12_2) se propageant vers une zone corporelle (20) dudit être vivant, selon une première bande spectrale ($\Delta\lambda_1$) et selon une deuxième bande spectrale ($\Delta\lambda_2$) ;
 - un photodétecteur (30), apte à détecter, dans la première bande spectrale ($\Delta\lambda_1$) et dans la deuxième bande spectrale ($\Delta\lambda_2$) un rayonnement (14_1 , 14_2) rétrodiffusé ou transmis par ladite zone corporelle (20), sous l'effet de son illumination par ledit faisceau lumineux incident ;
 - un processeur (32), configuré pour mettre en oeuvre les étapes c) à e) du procédé objet de l'une quelconque des revendications 1 à 8.
- 40
10. Dispositif selon la revendication 9, dans lequel le photodétecteur (30) est apte à détecter un rayonnement (14_1 , 14_2) rétrodiffusé par ladite zone corporelle (20) sous l'effet de son illumination.
- 45
11. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 9 ou 10, dans lequel la première bande spectrale ($\Delta\lambda_1$) est différente de la deuxième bande spectrale ($\Delta\lambda_2$).
- 50
12. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 9 à 11, dans lequel la source de lumière (10) comporte :
- une première source de lumière élémentaire (10_1), apte à émettre un premier faisceau lumineux incident (12_1) selon la première bande spectrale ($\Delta\lambda_1$) ;
 - une deuxième source de lumière élémentaire, apte à émettre un deuxième faisceau lumineux incident (12_2) selon la deuxième bande spectrale $\Delta\lambda_2$.
- 55

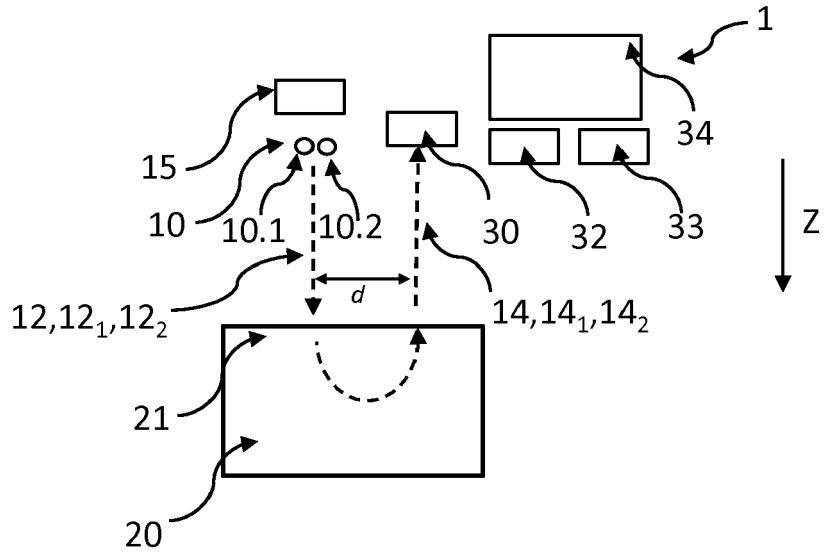


Fig. 1A

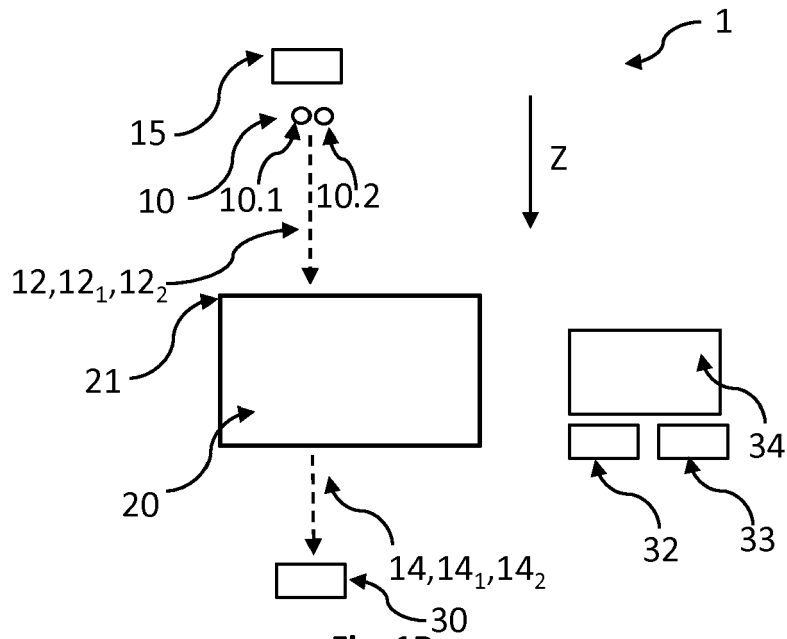
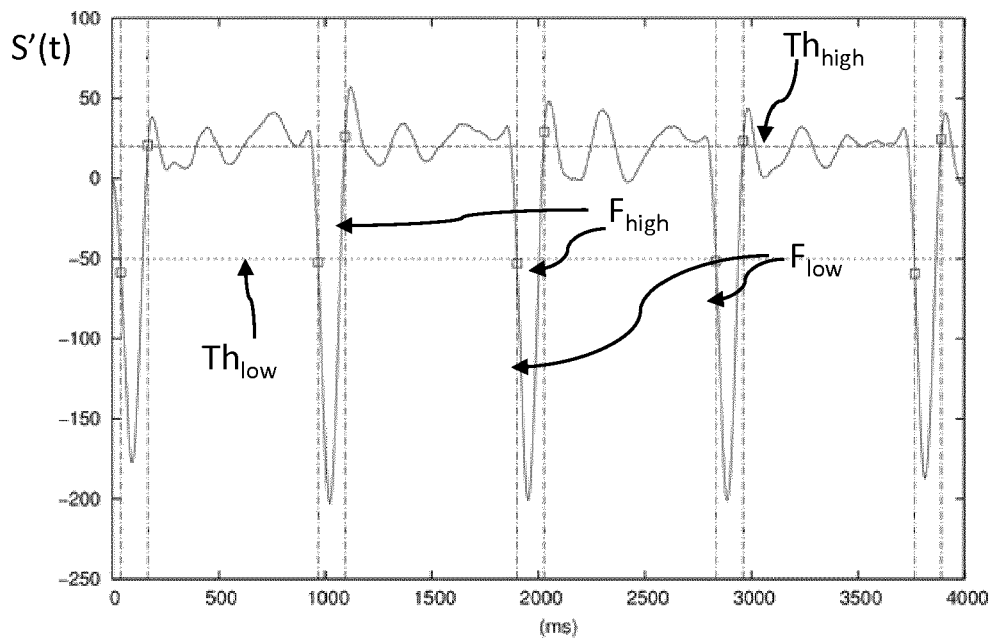
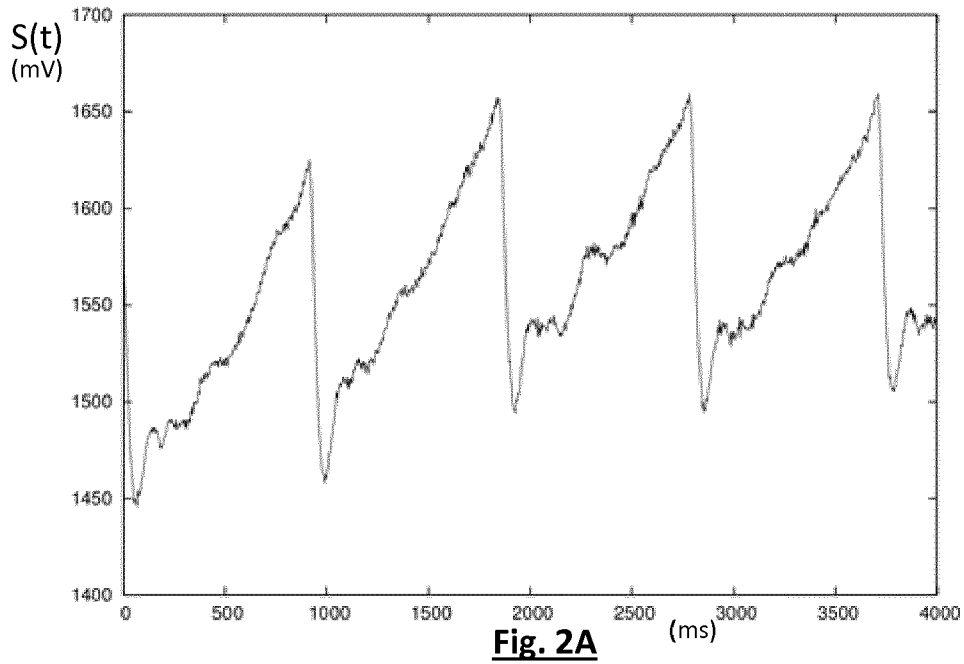


Fig. 1B



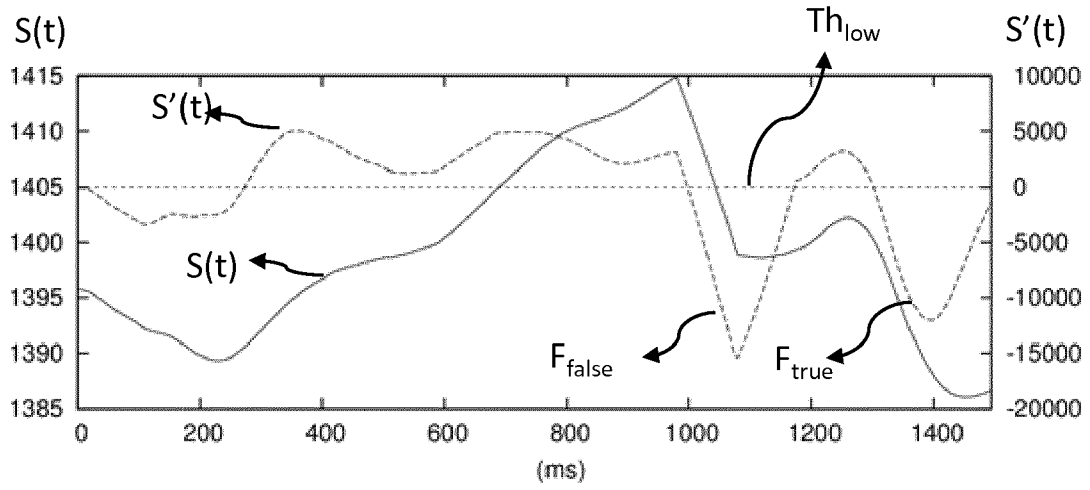


Fig. 3A

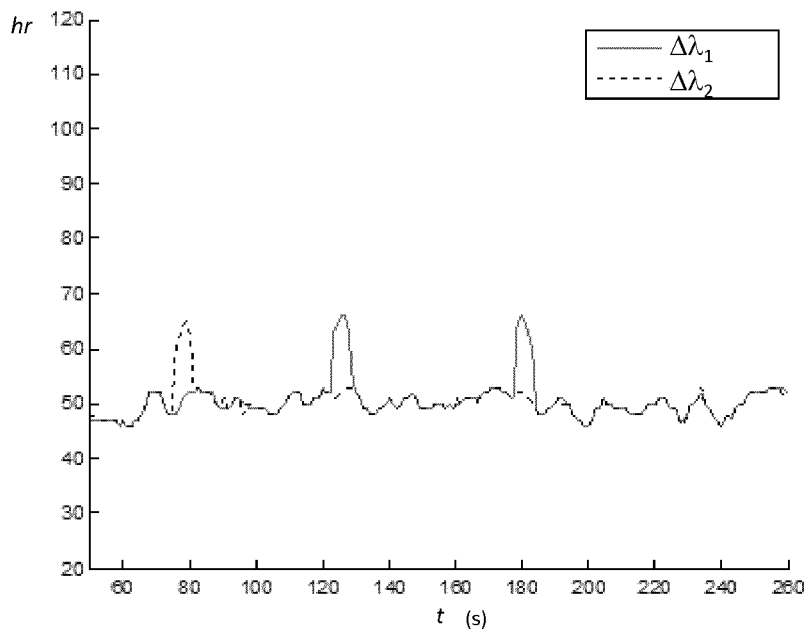


Fig. 3B

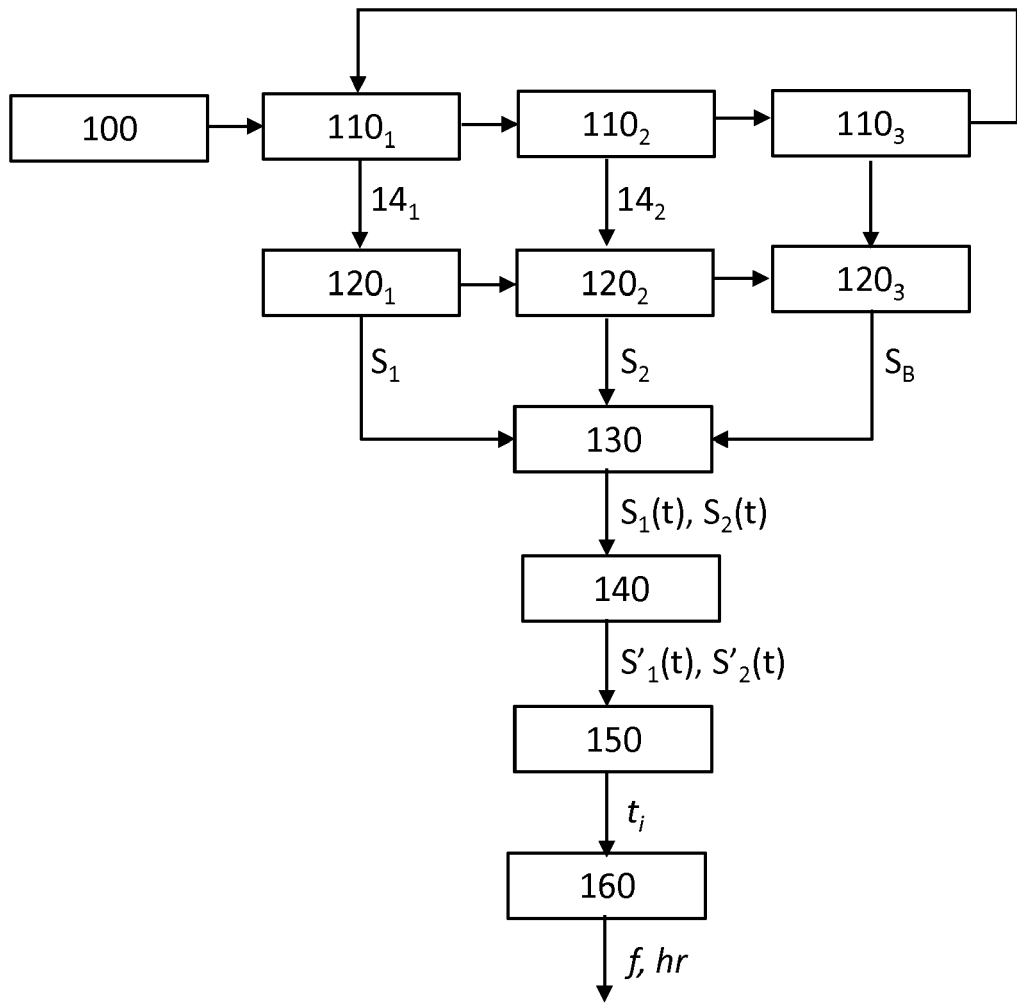


Fig. 4A

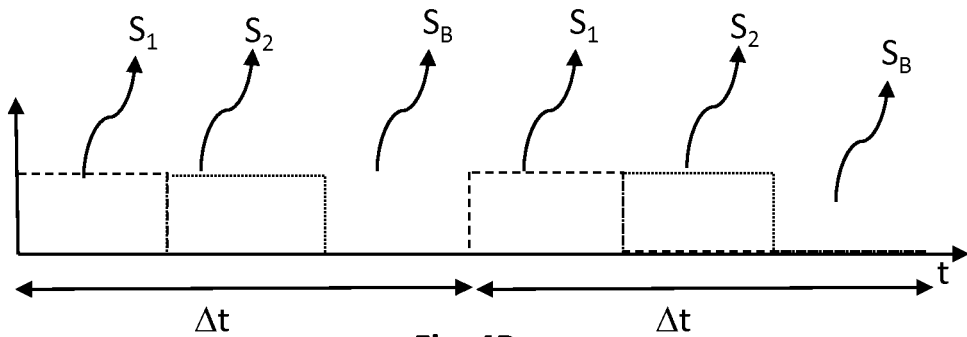
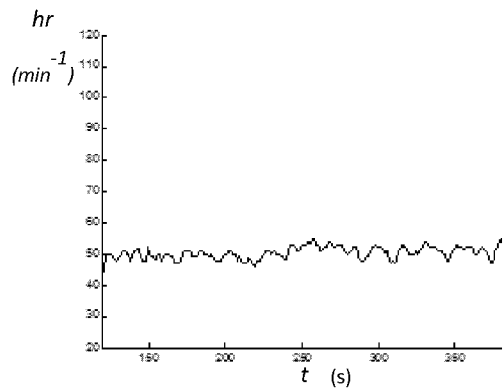
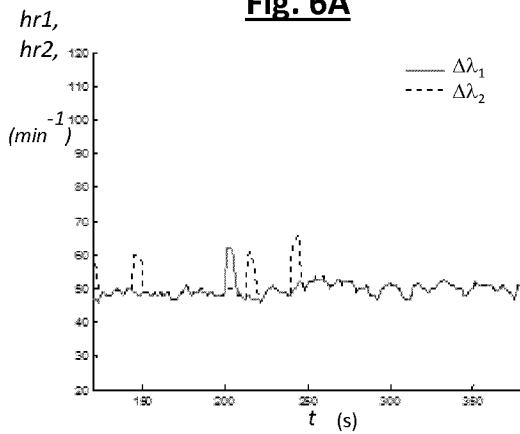
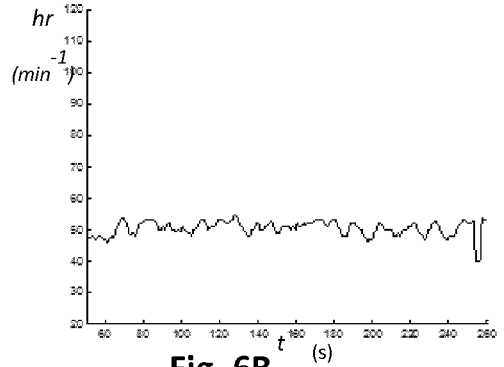
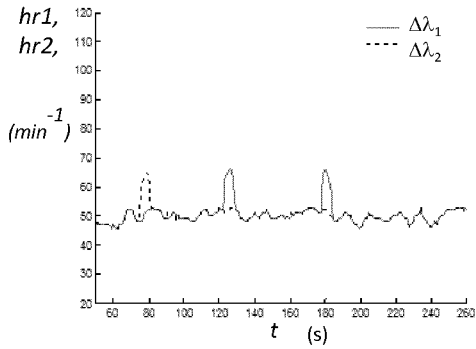
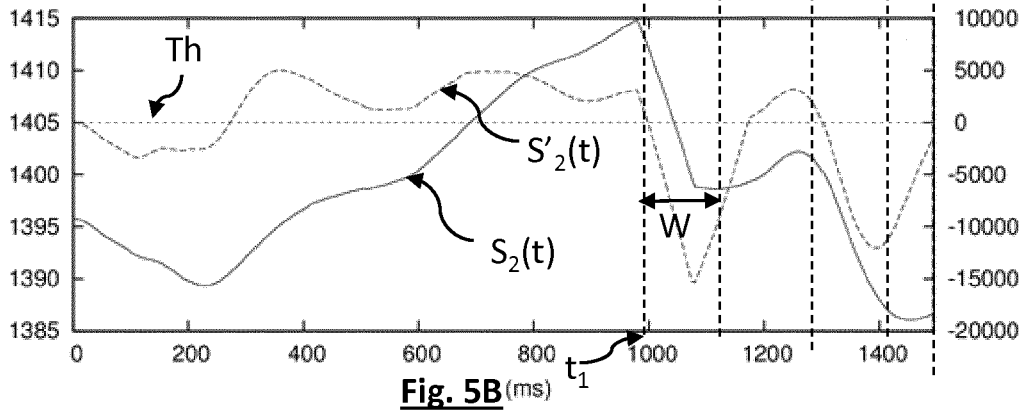
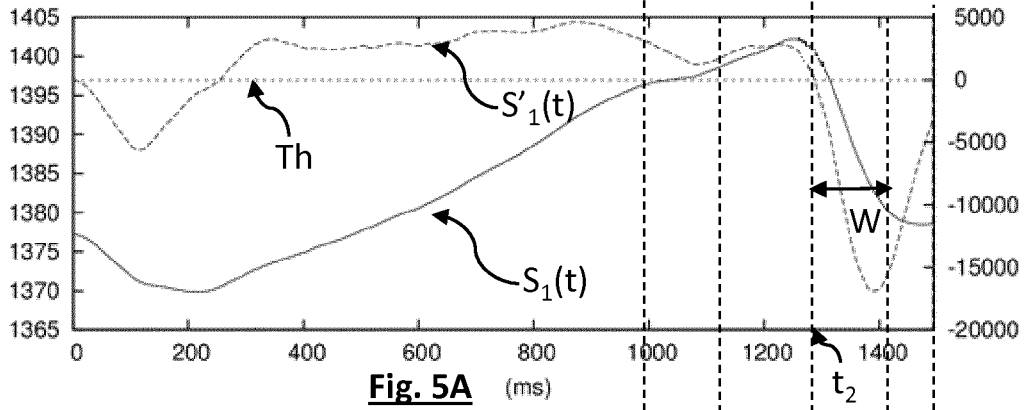


Fig. 4B





RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE

Numéro de la demande

EP 17 15 8181

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS			
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (IPC)
X,D	US 2013/072771 A1 (GU REN HAU [TW] ET AL) 21 mars 2013 (2013-03-21) * abrégé * * alinéa [0021] - alinéa [0067] * * figures 1-7 *	1-12	INV. A61B5/024 A61B5/1455 A61B5/00
A	----- US 2015/196257 A1 (YOUSEFI RASOUL [US] ET AL) 16 juillet 2015 (2015-07-16) * abrégé * * alinéa [0143] - alinéa [0150] * * figures 13-14 * -----	1-12	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (IPC)
			A61B
2 Le présent rapport a été établi pour toutes les revendications			
Lieu de la recherche		Date d'achèvement de la recherche	Examineur
La Haye		7 juillet 2017	Marteau, Frédéric
CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES			
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		T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant	

EPO FORM 1503 03 82 (P04C02)

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET EUROPEEN NO.**

EP 17 15 8181

5 La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche européenne visé ci-dessus.
Lesdits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du
Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets.

07-07-2017

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 2013072771 A1	21-03-2013	TW 201314505 A US 2013072771 A1	01-04-2013 21-03-2013
US 2015196257 A1	16-07-2015	AUCUN	

EPO FORM P0480

Pour tout renseignement concernant cette annexe : voir Journal Officiel de l'Office européen des brevets, No.12/82

RÉFÉRENCES CITÉES DANS LA DESCRIPTION

Cette liste de références citées par le demandeur vise uniquement à aider le lecteur et ne fait pas partie du document de brevet européen. Même si le plus grand soin a été accordé à sa conception, des erreurs ou des omissions ne peuvent être exclues et l'OEB décline toute responsabilité à cet égard.

Documents brevets cités dans la description

- EP 2355693 A [0003]
- US 9042971 B [0004]
- US 20130072771 A [0005]

专利名称(译)	用于估计心脏频率的方法和相关设备		
公开(公告)号	EP3210531A1	公开(公告)日	2017-08-30
申请号	EP2017158181	申请日	2017-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	原子能委员会		
申请(专利权)人(译)	粮食A L'的原子能ET AUX能源替代方案		
当前申请(专利权)人(译)	粮食A L'的原子能ET AUX能源替代方案		
[标]发明人	STANCHINA SYLVAIN KOENIG ANNE		
发明人	STANCHINA, SYLVAIN KOENIG, ANNE		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	G01J3/427 A61B5/024 A61B5/02433 A61B5/14552 A61B5/7214 A61B5/7282 A61B2562/0238 G01N21/359 G01N21/49 G01N21/59 G01N2021/3129		
审查员(译)	frÉdÉric锤		
优先权	2016051656 2016-02-29 FR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明是一种通过检测由身体区域反向散射或透射的辐射来估计心脏频率的方法。通过在第一光谱带和第二光谱带上延伸的光辐射同时或相继照射该部件。光电探测器在每个光谱带中检测由身体区域在其照射的作用下发射的辐射。第一检测功能和第二检测功能分别由在每个光谱带中检测到的辐射形成。该方法允许通过确定同时从第一检测功能和第二检测功能识别的特征瞬间来确定心脏频率。

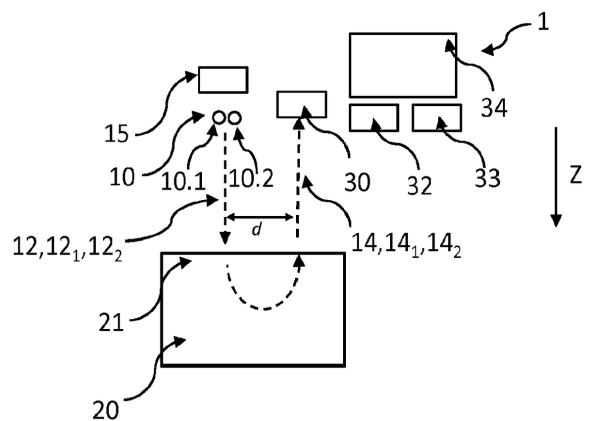


Fig. 1A