



(12) BREVET D'INVENTION

- (11) N° de publication : **MA 40625 A1** (51) Cl. internationale : **A61B 5/00**
(43) Date de publication : **31.12.2018**

(21) N° Dépôt : **40625**

(22) Date de Dépôt : **12.06.2017**

(71) Demandeur(s) :
• **AMRANE SAID , (MA)**
• **AZAMI NAWFEL , (MA)**
• **INSTITUT NATIONAL DES POSTES ET TÉLÉCOMMUNICATIONS , (MA)**

(72) Inventeur(s) :
AMRANE SAID ; AZAMI NAWFEL

(74) Mandataire :
AMRANE SAID

(54) Titre : **AUTO-CALIBRATION POUR COMPENSATION DE L'EFFET THERMIQUE EN SURVEILLANCE NON-INVASIVE DE LA GLYCÉMIE BASÉE SUR LA TOMOGRAPHIE PAR COHÉRENCE OPTIQUE**

(57) Abrégé : La surveillance de la glycémie d'une manière non invasive basée sur la tomographie par cohérence optique (OCT) est affectée par plusieurs facteurs perturbants dont il faut tenir en compte, par exemple la variation de la température du tissu biologique. On propose une méthode de détection directe de la variation de la température de la peau en se basant sur la comparaison des deux pics qui caractérisent le signal OCT. Un processus est décrit pour l'autocalibration en temps réel et la compensation de l'erreur induite sur la glycémie due à l'effet thermique par analyse numérique d'une image OCT (B-scan).

Auto-calibration pour compensation de l'effet thermique en surveillance non-invasive de la glycémie basée sur la tomographie par cohérence optique

Résumé

La surveillance de la glycémie d'une manière non invasive basée sur la tomographie par cohérence optique (OCT) est affectée par plusieurs facteurs perturbants dont il faut tenir en compte, par exemple la variation de la température du tissu biologique. On propose une méthode de détection directe de la variation de la température de la peau en se basant sur la comparaison des deux pics qui caractérisent le signal OCT. Un processus est décrit pour l'auto-calibration en temps réel et la compensation de l'erreur induite sur la glycémie due à l'effet thermique par analyse numérique d'une image OCT (B-scan).

Auto-calibration pour compensation de l'effet thermique en surveillance non-invasive de la glycémie basée sur la tomographie par cohérence optique

Etat de l'Art

L'OCT est parmi d'autres techniques capables de surveiller la glycémie d'une manière non invasive [1]. Cette technique est particulièrement prometteuse [2]. Elle présente des avantages en termes de rapport signal sur bruit, haute résolution et profondeur de pénétration.

L'OCT est une technique de mesure interférométrique basée sur l'analyse en profondeur de la distribution de l'amplitude de la lumière à faible cohérence rétrodiffusé à partir des couches internes des tissus biologiques. La lumière émise par la source est divisée par le coupleur en deux parties, une partie se propage dans le bras échantillon et l'autre partie se propage dans le bras de référence de l'interféromètre (figure 1). Après un aller-retour, les interférences se produisent uniquement lorsque la différence de chemin optique entre les deux bras de l'interféromètre est inférieure à la longueur de cohérence de la source large bande. Pour une longueur définie du bras de référence, la modulation d'interférence permet d'obtenir des informations sur les propriétés optiques de l'échantillon. En translatant le miroir de référence, on peut détecter le profil de réflectivité de l'échantillon en profondeur dans une dimension (1D) [3]. Le balayage du bras échantillon permet d'obtenir une image tomographique en deux dimensions ou en trois dimensions [4, 5].

Dans le domaine proche infrarouge, l'atténuation des photons balistiques dépend principalement du coefficient de diffusion μ_s (le coefficient d'absorption μ_a est négligeable devant le coefficient μ_s) [6]. Puisque le coefficient de diffusion dépend de la glycémie, le niveau de la glycémie peut être mesuré à partir de la pente de l'atténuation exponentielle du signal OCT. En effet, plusieurs études théoriques et expérimentales ont démontré la forte corrélation entre la glycémie et la pente du signal OCT. Par conséquent, la possibilité de surveiller la glycémie d'une manière non invasive [7, 8, 9, 10, 11].

Une image typique OCT 2D (ou bien 3D)(figure 2) est moyennée dans la direction latérale (en profondeur) donnant une unidimensionnelle (figure 3) qui représente la distribution de la lumière en profondeur [6] pour supprimer le bruit du speckle et de minimiser les artéfacts de mouvement ce qui permet d'améliorer la précision de mesure des propriétés optiques du tissu [12]. Le signal OCT est tracé sur une échelle logarithmique et la pente du signal est calculée par la méthode des moindres carrés linéaire au niveau d'une profondeur spécifique [13, 8]. Pour prédire le niveau de la glycémie, le système OCT doit

Auto-calibration pour compensation de l'effet thermique en surveillance non-invasive de la glycémie basée sur la tomographie par cohérence optique

être calibré pour chaque sujet en utilisant une méthode de mesure invasive standard [14, 15].

L'image scan obtenu par OCT est sujette à des fluctuations d'intensités des pixels en fonction de la variation de température des différentes couches constituant la peau et le derme. Une variation de température induit ainsi une erreur sur la lecture du niveau de glycémie à partir de l'image OCT.

Il a été proposé d'utiliser un capteur de température sur la peau synchronisé avec la mesure du niveau de glycémie par OCT afin de compenser les erreurs induites par variation de température [16].

Auto-calibration pour compensation de l'effet thermique en surveillance non-invasive de la glycémie basée sur la tomographie par cohérence optique

Description de l'invention

La présente invention décrit une nouvelle technique pour mesurer directement la variation de température sur l'image OCT, ce qui permettra d'éviter de placer un capteur de température sur le patient sous contrôle.

La présente invention décrit également la procédure à suivre afin de calibrer l'instrument OCT sur le patient pour permettre une compensation de l'erreur induite sur la glycémie par variation de température.

Le signal OCT est caractérisé par l'existence de deux pics, un pic au niveau de la surface de la peau et l'autre au niveau du bord de la couche derme (figure 3). Les niveaux de ses deux pics dépendent de la température de la peau à cause de la dépendance du coefficient d'atténuation totale μ_t de la température qui est de l'ordre de $\partial\mu_t/\partial T=0.006 \text{ mm}^{-1}/^\circ\text{C}$ [6, 17].

$$\mu_t(T + \Delta T) = \mu_t(T) + \frac{\delta\mu_t}{\delta T} \Delta T \quad (1)$$

$$I_i(T) = R_i I_0 \exp[-\mu(T)z_i] \quad i=1, 2 \dots \quad (2)$$

Ou R_i ($i=1, 2$) est le coefficient de réflexion en profondeur z_i . Si r et r' sont les rapports entre les intensités des deux pics à la température T et $T'=T+\Delta T$ respectivement, on peut écrire :

$$r = \frac{R_1}{R_2} \exp[-\mu(T)(z_1 - z_2)] \quad (3)$$

$$r' = \frac{R_1}{R_2} \exp[-\mu(T')(z_1 - z_2)] \quad (4)$$

$$r' = r \exp\left[-\frac{\delta\mu}{\delta T} \Delta T (z_1 - z_2)\right] \quad (5)$$

$$r' \approx r \left[1 - \frac{\delta\mu}{\delta T} \Delta T (z_1 - z_2)\right] \quad (6)$$

Définissant le pourcentage de variation du rapport entre les intensités des deux pics causé par l'effet thermique par $\Delta r/r$. On peut écrire :

$$\frac{\Delta r}{r} = \frac{r' - r}{r} \approx \frac{\delta\mu}{\delta T} \Delta T \Delta z \quad (7)$$

Auto-calibration pour compensation de l'effet thermique en surveillance non-invasive de la glycémie basée sur la tomographie par cohérence optique

$$\Delta T \approx \left(\frac{\Delta r}{r} \right) \left(\frac{\delta \mu}{\delta T} \Delta z \right) \quad (8)$$

Où $\Delta z = z_2 - z_1$. Equation (8) est obtenue par développement limité au premier ordre. $\Delta r/r$ est proportionnel à $\delta \mu / \delta T$, Δz et ΔT . La connaissance de $\Delta r/r$ permet de conclure la variation de la température ΔT . Donc on peut compenser numériquement la contribution de la variation de la température sur la glycémie directement sans l'utilisation d'un module extérieur de control de la température.

A partir d'une image initiale B-scan référencée à une température T_0 , on peut simuler des images B-scan à températures différentes $T_0 + \Delta T$ en tenant compte de la dépendance du coefficient d'atténuation totale μ_t de la température de la peau [6, 17] ($\partial \mu_t / \partial T = 0.006 \text{ mm}^{-1} / ^\circ\text{C}$). Pour chaque température T_0 et $T_0 + \Delta T$ on peut calculer numériquement les rapports r et r' entre ses deux niveaux ainsi le pourcentage de la variation $\Delta r/r = (r - r')/r$.

La figure (4) présente un diagramme qui schématise le processus de compensation de l'effet thermique sur la glycémie en OCT. Pour un patient donné qu'on veut surveiller la glycémie en utilisant l'OCT, une image B-scan expérimentale est effectuée à la température ambiante T_0 (figure 2). 1D-OCT signal en fonction de la profondeur est obtenue en moyennant l'image B-scan (figure 3). Un traitement numérique permet de tirer les paramètres nécessaires de l'équation (8) à savoir $\Delta r/r$ et Δz ainsi la pente p qui sera utilisée pour calculer la glycémie [7, 18].

Différentes images B-scan sont obtenues par simulations à différentes températures à partir de l'image B-scan initiale référencée à T_0 sans changement de la glycémie. La simulation est effectuée par recalcule des intensités des pixels en tenant compte l'effet thermique sur le coefficient d'atténuation mentionné dans l'équation (3). Pour chaque variation de la température ΔT , on peut calculer le pourcentage de variation du rapport $\Delta r/r$, la pente p et le pourcentage de variation de la pente $\Delta p/p$. Ses données sont enregistrées pour être utilisées dans la compensation de l'effet thermique pour le patient en question en tenant compte du résultat présentée dans [7] ou la variation de 10mg/dl dans la glycémie cause une variation moyenne de 1,9% dans la pente du signal OCT.

Auto-calibration pour compensation de l'effet thermique en surveillance non-invasive de la glycémie basée sur la tomographie par cohérence optique

Description des figures

1. Figure 1

La figure 1 représente un montage de base d'un système OCT fibré [19]. Un coupleur

Le coupleur divise la lumière de source large bande en deux parties. Une partie est envoyée vers le bras de référence tandis que l'autre est envoyée au bras échantillon. Après un aller-retour, les interférences se produisent uniquement lorsque la différence de chemin optique entre les deux bras de l'interféromètre est inférieure à la longueur de cohérence de la source large bande. Pour une longueur définie du bras de référence, la modulation d'interférence permet d'obtenir des informations sur les propriétés optiques de l'échantillon. En translatant le miroir de référence, on peut détecter le profil de réflectivité de l'échantillon en profondeur dans une dimension. Le balayage du bras échantillon permet d'obtenir une image tomographique en deux dimensions ou en trois dimensions.

2. Figure 2

La figure 2 représente une image OCT typique en 2D (B-scan). En surveillance de la glycémie par OCT, l'image est prise au niveau de la peau de l'avant-bras.

3. Figure 3

La figure 3 représente la moyenne des A-scan en profondeur ou bien le signal OCT. Pratiquement, le signal OCT peut être obtenu en moyennant les niveaux de gris d'une image OCT B-scan dans la direction latérale puis convertis en échelle logarithmique. Le signal OCT est caractérisé par l'existence de deux pics maximums, un au niveau de la surface de la peau et l'autre au niveau du bord du derme. La couche entre le premier minimum et le deuxième pic maximum correspond à la jonction de l'épiderme et le derme supérieur.

4. Figure 4

La figure 4 représente un organigramme simplifiant les étapes suivies pour compenser l'effet thermique sur la glycémie mesurée en tomographie par cohérence optique.

Auto-calibration pour compensation de l'effet thermique en surveillance non-invasive de la glycémie basée sur la tomographie par cohérence optique

Pour un patient donné qu'on veut surveiller la glycémie en utilisant l'OCT, une image B-scan expérimentale est effectuée à la température ambiante T_0 (figure 2). Différentes images B-scan sont obtenues par simulations à différentes températures à partir de l'image B-scan initiale référencée à T_0 à la même glycémie. La simulation est effectuée par recalcul des intensités des pixels en tenant compte l'effet thermique sur le coefficient d'atténuation mentionné dans l'équation (1).

Pour chaque variation de la température ΔT , le pourcentage de variation du rapport $\Delta r/r$, la distance Δz , la pente p et le pourcentage de variation de la pente $\Delta p/p$ sont calculés. Ses données sont enregistrées pour être utilisées dans la compensation de l'effet thermique pour le patient en question.

Lors de la mesure de la glycémie du même patient à une température différente T inconnue, à partir d'une image B-scan pris à cette température on obtient la moyenne des A-scan. Numériquement, on calcule le rapport r entre les deux pics caractéristiques ce qui permet de conclure sur le pourcentage de variation $\Delta r/r$ et par la suite la variation de la température $\Delta T = T - T_0$. La connaissance de ΔT permet de déterminer le pourcentage de variation $\Delta p/p$. La compensation de l'erreur apportée par l'effet thermique sur la glycémie peut se faire en tenant compte du résultat présentée dans [7] où la variation de 10mg/dl dans la glycémie cause une variation moyenne de 1,9% dans la pente du signal OCT.

Auto-calibration pour compensation de l'effet thermique en surveillance non-invasive de la glycémie basée sur la tomographie par cohérence optique

Références

- [1] S. Chi-Fuk , C. Kup-Sze , W. Thomas KS et C. Joanne WY , «Recent advances in noninvasive glucose monitoring,» *Medical devices (Auckland, NZ)*, vol. 5, p. 45–52, 29 6 2012.
- [2] H. Ullah, F. Hussain et M. Ikram, «Optical coherence tomography for glucose monitoring in blood,» *Applied Physics*, vol. 120(2), pp. 355-366, 2015.
- [3] A. F. Fercher, «optical coherence tomography,» *J Biomed Opt*, vol. 1(2), pp. 157-173, 1996.
- [4] F. J. Fujimoto, M. E. Brezinski, G. J. Tearney, S. A. Boppart, B. E. Bouma, M. R. Hee, J. F. Southern et E. A. Swanson, «Optical biopsy and imaging using optical coherence tomography,» *Nature Med*, vol. 1(9), pp. 970-972, 1995.
- [5] G. J. Tearney, B. E. Bouma, S. A. Boppart, B. Golubovic, E. A. Swanson et J. G. Fujimoto, «Rapid acquisition of in-vivo biological images by use of optical coherence tomography,» *Opt Lettres*, vol. 21(17), pp. 1408-1410, 1996.
- [6] V. L. Kirill, M. Motamedi, T. Ashitkov et R. O. Esenaliev , «Specificity of noninvasive blood glucose sensing using optical coherence tomography technique: a pilot study,» *Physics in Medicine and Biology*, vol. 48(10), p. 1371, 21 May 2003.
- [7] K. V. Larin , M. S. Eledrisi, M. Motamedi et R. O. Esenaliev, «Noninvasive Blood Glucose Monitoring With Optical Coherence Tomography :A pilot study in human subjects,» *DIABETES CARE*, vol. 25(12), p. 2263–2267, 12 2002.
- [8] R. O. Esenaliev, K. V. Larin, I. V. Larina et M. Motamedi, «Noninvasive monitoring of glucose concentration with optical coherence tomography,» *Opt. Lett*, vol. 26(13), p. 992–994, 2001.
- [9] R. Kuranov, D. Prough, V. Sapozhnikova, I. Cicenaitė et R. Esenaliev, «In vivo application of 2-D lateral scanning mode optical coherence tomography for glucose sensing,» *Proc. SPIE*, vol. 6007, p. 90–95, November 9, 2005.
- [10] R. V. Kuranov, V. V. Sapozhnikova, D. S. Prough, I. Cicenaitė et R. O. Esenaliev, «Influence of osmolytes on in vivo glucose monitoring using optical coherence tomography,» *Experimental Biology and Medicine*, vol. 231(8), pp. 1323-1332, 2006.
- [11] R. He, H. Wei, H. Gu, Z. Zhu, Y. Zhang, X. Guo et T. Cai, «Effects of optical clearing agents on noninvasive blood glucose monitoring with optical coherence tomography: a pilot study,» *J Biomed Opt*, vol. 7(10), pp. 1015131-1015137, OCT 2012.
- [12] R. V. Kuranov, V. V. Sapozhnikova, D. S. Prough, I. Cicenaitė et R. O. Esenaliev, «In vivo study of glucose-induced changes in skin properties assessed with optical coherence tomography,» *Physics in Medicine and Biology*, vol. 51(16), pp. 3885-900, 21 Aug 2006.
- [13] V. L. Kirill, M. Motamedi, M. S. Eledrisi et R. O. Esenaliev, «Noninvasive Blood Glucose

Auto-calibration pour compensation de l'effet thermique en surveillance non-invasive de la glycémie basée sur la tomographie par cohérence optique

- Monitoring With Optical Coherence Tomography: A pilot study in human subjects,» *Diabetes Care*, vol. 25(12), pp. 2263-2267, December 2002.
- [14] V. V. Sapozhnikova, R. V. Kuranov, I. Cicenaitė, R. O. Esenaliev et P. S. Prough, «Effect on blood glucose monitoring of skin pressure exerted by an optical coherence tomography probe,» *Journal of Biomedical Optics*, vol. 13(2), p. 021112, 2008.
- [15] M. J. Schurman, W. J. Shakespeare et W. H. Bennett, «Method for data reduction and calibration of an OCT-based physiological monitor». Brevet US 8306596 B2, 6 Nov 2012.
- [16] S. Ya , . M. Zhuo, W. Longzhi et Y. Haimin , «Effect of temperature on noninvasive blood glucose monitoring in vivo using optical coherence tomography,» *Chin. Opt. Lett.*, vol. 12(11), pp. 1117011-1117015, 2014.
- [17] O. S. Khalil, S.-j. Yeh, M. G. Lowery, X. Wu, C. F. Hanna, S. Kantor, T.-W. Jeng, J. S. Kanger, R. A. Bolt et F. F. de Mul, «Temperature modulation of the visible and near infrared absorption and scattering coefficients of human skin,» *Journal of Biomedical Optics*, vol. 8(2), pp. 191-205, 2003.
- [18] E. Rinat O, L. Krill V, L. Irina V et . M. Massoud, «Noninvasive monitoring of glucose concentration with optical coherence tomography,» *OPTICS LETTERS*, vol. 26(13), pp. 992-994, 2001.
- [19] D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin, J. S. Schuman, W. G. Stinson, M. R. Hee, L. Flotte, K. Gregory, C. A. Puliafito et J. G. Fujimoto, «Tomographie par cohérence optique,» *Science n°254*, pp. 1178-1181, 1991.

Auto-calibration pour compensation de l'effet thermique en surveillance non-invasive de la glycémie basée sur la tomographie par cohérence optique

Revendications :

1. Un processus de compensation de l'erreur induise sur la concentration de glucose dans le sang par tomographie par cohérence optique OCT due à la variation de la température du patient, comprenant :

Pour un patient donné, prendre une image OCT expérimentale de la peau à la température ambiante T_0 .

Différentes images OCT sont obtenues par simulations à différentes températures à partir de l'image initiale référencée à T_0 à la même glycémie.

Les images OCT sont moyennées dans la direction latérale (en profondeur) pour chaque température $T'=T_0+\Delta T$.

Une analyse numérique permet d'évaluer la pente p du signal au niveau du derme, le rapport r entre les niveaux des deux pics caractérisant le signal OCT ainsi la distance Δz qui les sépare à la température T_0 .

Pour chaque $T'=T_0+\Delta T$, la pente p' et le rapport r' seront évalués aussi ainsi que les pourcentages des variations de la pente p et le rapport r à partir des images OCT obtenues par simulation.

Pour les mesures expérimentales effectuées à une température $T'=T_0+\Delta T$. (ΔT inconnue), la pente p' et le rapport r' seront évalués de la même manière. Les pourcentages des variations de la pente p et le rapport r seront aussi calculés.

Compensation de l'erreur sur la glycémie introduite par la variation de la température du patient.

2. Les images OCT simulées sont obtenues en tenant compte de la variation du coefficient de diffusion en fonction de la température.
3. Les images OCT simulées sont obtenues en tenant compte de la variation du coefficient de diffusion en fonction de la température qui est de l'ordre de $(\partial\mu/\partial T=0.006 \text{ mm}^{-1}/^\circ\text{C})$.
4. La variation de la température ΔT du patient est évaluée par identification des intensités des pics caractéristiques de l'image OCT.
5. La variation de la température ΔT est déterminée directement à partir de l'image OCT à partir de l'équation.

$$\Delta T = \left(\frac{\Delta r}{r} \right) \left(\frac{\delta\mu}{\delta T} \Delta z \right)$$

Auto-calibration pour compensation de l'effet thermique en surveillance non-invasive de la glycémie basée sur la tomographie par cohérence optique

6. la compensation de l'erreur induise par la variation de la température sur la concentration de glucose dans le sang est établie par identification des intensités des pics caractéristiques de l'image OCT.
7. la compensation de l'erreur induise par la variation de la température sur la concentration de glucose dans le sang est établie selon la correspondance entre le pourcentage de la variation de la pente du signal OCT et la variation de la glycémie.
8. la compensation de l'erreur induise par la variation de la température sur la concentration de glucose dans le sang est établie du fait que la variation de 10mg/dl dans la glycémie cause une variation moyenne de 1,9% dans la pente du signal OCT.

Auto-calibration pour compensation de l'effet thermique en surveillance non-invasive de la glycémie basée sur la tomographie par cohérence optique

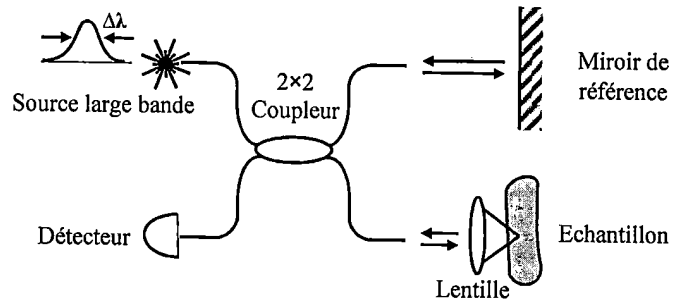


Fig. 1

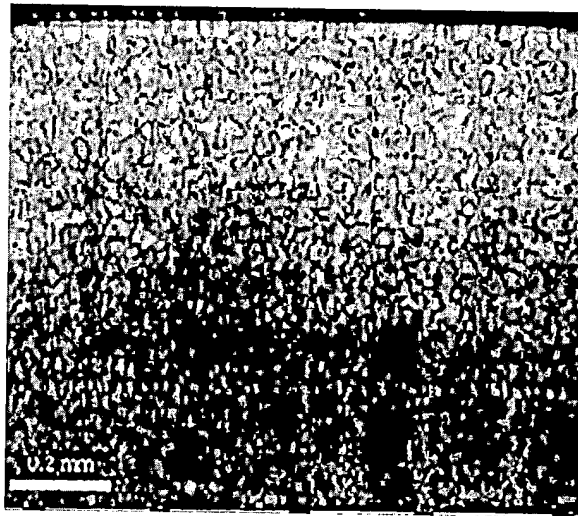


Fig. 2

Auto-calibration pour compensation de l'effet thermique en surveillance non-invasive de la glycémie basée sur la tomographie par cohérence optique

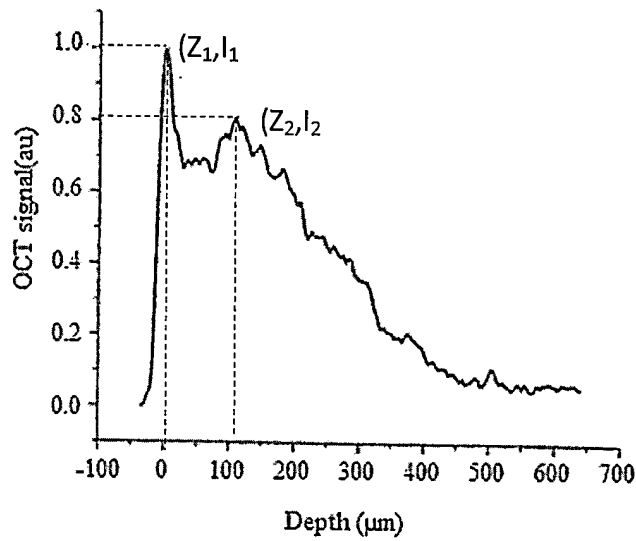


Fig. 3

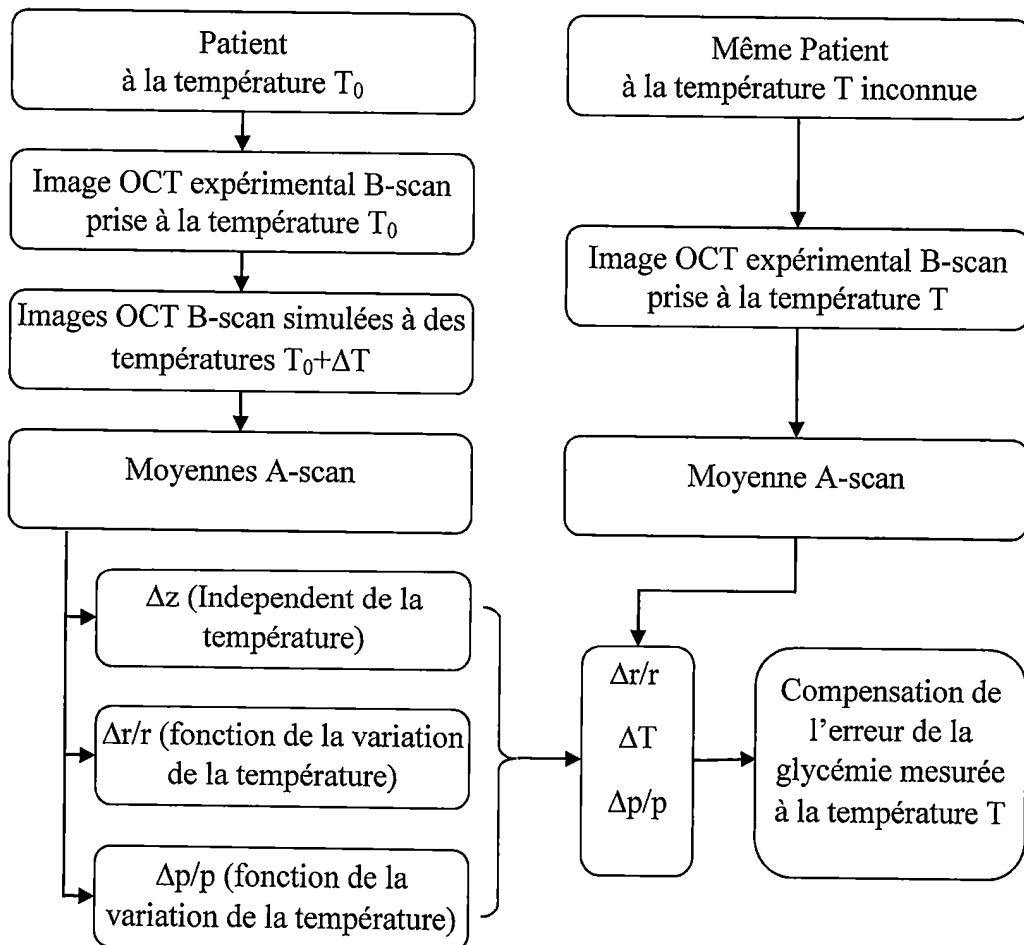


Fig. 4



**RAPPORT DE RECHERCHE
AVEC OPINION SUR LA BREVETABILITE**
(Conformément aux articles 43 et 43.2 de la loi 17-97 relative à la
protection de la propriété industrielle telle que modifiée et
complétée par la loi 23-13)

Renseignements relatifs à la demande	
N° de la demande : 40625	Date de dépôt : 12/06/2017
Déposant : AMRANE SAID , AZAMI NAWFEL ET INSTITUT NATIONAL DES POSTES ET TÉLÉCOMMUNICATIONS	
Intitulé de l'invention : AUTO-CALIBRATION POUR COMPENSATION DE L'EFFET THERMIQUE EN SURVEILLANCE NON-INVASIVE DE LA GLYCÉMIE BASÉE SUR LA TOMOGRAPHIE PAR COHÉRENCE OPTIQUE	
Le présent document est le rapport de recherche avec opinion sur la brevetabilité établi par l'OMPIC conformément aux articles 43 et 43.2, et notifié au déposant conformément à l'article 43.1 de la loi 17-97 relative à la protection de la propriété industrielle telle que modifiée et complétée par la loi 23-13.	
Les documents brevets cités dans le rapport de recherche sont téléchargeables à partir du site http://worldwide.espacenet.com , et les documents non brevets sont joints au présent document, s'il y en a lieu.	
Le présent rapport contient des indications relatives aux éléments suivants :	
Partie 1 : Considérations générales	
<input checked="" type="checkbox"/> Cadre 1 : Base du présent rapport <input type="checkbox"/> Cadre 2 : Priorité <input type="checkbox"/> Cadre 3 : Titre et/ou Abrégé tel qu'ils sont définitivement arrêtés	
Partie 2 : Rapport de recherche	
Partie 3 : Opinion sur la brevetabilité	
<input checked="" type="checkbox"/> Cadre 4 : Remarques de clarté <input checked="" type="checkbox"/> Cadre 5 : Déclaration motivée quant à la Nouveauté, l'Activité Inventive et l'Application Industrielle <input type="checkbox"/> Cadre 6 : Observations à propos de certaines revendications dont aucune recherche significative n'a pu être effectuée <input type="checkbox"/> Cadre 7 : Défaut d'unité d'invention	
Examineur: BAMI MOHAMMED	Date d'établissement du rapport : 26/01/2018
Téléphone: 212 5 22 58 64 14/00	



Partie 1 : Considérations générales

Cadre 1 : base du présent rapport

Les pièces suivantes de la demande servent de base à l'établissement du présent rapport :

- Description
9 Pages
- Revendications
1-8
- Planches de dessin
2 Pages

Partie 2 : Rapport de recherche

Classement de l'objet de la demande :

CIB : A61B5/00

Bases de données électroniques consultées au cours de la recherche :

EPOQUE, Orbit

Catégorie*	Documents cités avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	N° des revendications visées
A	EP1965692 A2 ; Philips Electronics N.V. ; 10/09 2008	1-8
A	EP2276406A2 ; Glucovista LLC ; 26/01/2011	1-8

***Catégories spéciales de documents cités :**

-« 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
 -« A » document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent
 -« P » documents intercalaires ; Les documents dont la date de publication est située entre la date de dépôt de la demande examinée et la date de priorité revendiquée ou la priorité la plus ancienne s'il y en a plusieurs
 -« E » Éventuelles demandes de brevet interférentes. Tout document de brevet ayant une date de dépôt ou de priorité antérieure à la date de dépôt de la demande faisant l'objet de la recherche (et non à la date de priorité), mais publié postérieurement à cette date et dont le contenu constituerait un état de la technique pertinent pour la nouveauté

Partie 3 : Opinion sur la brevetabilité*Cadre 4 : Clarté*

Les revendications dépendantes 2-8 ne comportent pas un préambule qui renvoie sur la revendication indépendante 1. L'objet desdites revendications manque donc de clarté au sens de l'article 35 de la loi 17/97 telle que modifiée et complétée par la loi 23/13.

Cadre 5 : Déclaration motivée quant à la Nouveauté, l'Activité Inventive et l'Application Industrielle

Nouveauté (N)	Revendications 1-8	Oui
	Revendications aucune	Non
Activité inventive (AI)	Revendications 1-8	Oui
	Revendications aucune	Non
Possibilité d'application Industrielle (PAI)	Revendications 1-8	Oui
	Revendications aucune	Non

Il est fait référence aux documents suivants. Les numéros d'ordre qui leur sont attribués ci-après seront utilisés dans toute la suite de la procédure

D1 : EP1965692 A2

1. Nouveauté (N) :

Aucun document ne divulgue l'objet des revendications 1-8 qui est donc nouveau au sens de l'article 26 de la loi 17/97 telle que modifiée et complétée par la loi 23/13.

2. Activité inventive (AI) :

Le document D1 est considéré comme l'état de la technique le plus proche de l'objet de la revendication 1 et divulgue : Un procédé de compensation de l'erreur induite sur la concentration de glucose dans le sang par tomographie (voir Abrégé et la partie de la description qui précise que le système de D1 prend en considération les interférences dues à des facteurs extérieurs, notamment la variation de la température dans l'ensemble du spectre d'émission, dans le calcul de la concentration du glucose dans le sang) par cohérence optique (dispositif 20 figure 1).

L'objet de la revendication 1 diffère essentiellement de D1 en ce que le procédé comprend des étapes de calcul numérique pour prendre en considération l'erreur due au changement de la température du patient lui-même.

Le problème objectif que la présente demande se propose de résoudre peut donc être considéré comme : Améliorer la précision du procédé de détection du niveau de glucose dans le sang.

Aucun document de l'état de la technique ne contient une indication qui aurait incité l'homme du métier à améliorer la précision de la détection du niveau de glucose dans le sang en tenant en compte le changement de la température du patient.

L'objet de la revendication 1 implique donc une activité inventive au sens de l'article 28 de la loi 17/97 telle que modifiée et complétée par la loi 23/13.

L'objet des revendications dépendantes 2-8 implique une activité inventive au sens de l'article 28 de la loi 17/97 telle que modifiée et complétée par la loi 23/13.

3. Possibilité d'application industrielle (PAI) :

L'objet de la présente invention est susceptible d'application industrielle au sens de l'article 29 de la loi 17-97 telle que modifiée et complétée par la loi 23-13, parce qu'il présente une utilité déterminée, probante et crédible.