

(12) BREVET D'INVENTION

(11) N° de publication :
MA 53779 B1

(51) Cl. internationale :
**A61B 5/05; A61B 5/14532;
A61B 5/0507; A61B 5/145**

(43) Date de publication :
28.04.2023

(21) N° Dépôt :
53779

(22) Date de Dépôt :
20.07.2021

(71) Demandeur(s) :
**L'UNIVERSITE MOHAMMED VI POLYTECHNIQUE (UM6P), Lot 660, Hay Moulay
Rachid, Benguerir (MA)**

(72) Inventeur(s) :
**GRIGUER HAFID ; EL ALAMI RAFIQ ; MOHAMED EL KOHEN ; PATRICE
MATHIEW ; AHMED KOUSTA ; MAHMOUD EZZAT**

(74) Mandataire :
Hicham GOURGUE

(54) Titre : **APPAREIL PORTATIF POUR LE CONTROL NON-INVASIF DE LA GLYCEMIE**

(57) Abrégé : L'invention a pour objet un appareil portatif sans consommables et sans douleurs pour le contrôle non-invasif de la glycémie, basé sur des mesures électromagnétiques qualitatives et quantitatives simultanées des formes Alpha-D- Glucopyranose et Beta-D- Glucopyranose présentes dans le sang de l'être humain.

ABREGE

APPAREIL PORTATIF POUR LE CONTROLE NON-INVASIF DE LA GLYCEMIE.

5

L'invention a pour objet un appareil portatif sans consommables et sans douleurs pour le contrôle non-invasif de la glycémie, basé sur des mesures électromagnétiques qualitatives et quantitatives simultanées des formes Alpha-D- Glucopyranose et Beta-D- Glucopyranose présentes dans le sang de l'être humain.

10 Fig. 2

APPAREIL PORTATIF POUR LE CONTROLE NON-INVASIF DE LA GLYCEMIE.**Domaine de l'Invention**

La présente invention concerne un appareil portatif sans consommables et sans douleurs pour le
5 contrôle non-invasif de la glycémie, basé sur des mesures électromagnétiques qualitatives et
quantitatives simultanées des formes Alpha-D- Glucopyranose et Beta-D- Glucopyranose présents
dans le sang de l'être humain.

Etat de l'art antérieur

10 Le diabète est un trouble métabolique causé par le dysfonctionnement de la production d'insuline
hormonale régulière par le pancréas, dégradant ainsi la capacité des cellules humaines à absorber le
glucose de la circulation sanguine. Le diabète est traité sur la base du taux de glucose qui ne peut pas
être physiologiquement régulé dans la plage normale souhaitée, ce qui implique la nécessité pour le
patient de réaliser régulièrement une inspection médicale tout au long de la journée. Les taux de
15 glucose typiques dans le sang des êtres humains pour le diabète de type 2 - représentant 90% de la
population mondiale diabétique - varient normalement entre 70 et 125 mg / dL avant le repas et
devraient être inférieurs à 155 mg / dL dans les 1 à 2 h suivant un repas.

La non-adhérence médicale et la négligence d'observer et de préserver des cibles glycémiques
normales exposeraient probablement le patient au risque d'une hyperglycémie pouvant entraîner de
20 graves complications de santé telles que : une crise cardiaque, un accident vasculaire cérébral, une
insuffisance rénale, une amputation des membres ... Par ailleurs, une hypoglycémie pourrait conduire
rapidement à des événements potentiellement plus graves tels que le coma ou le décès.

Les conséquences du diabète pourraient être évitées en ayant à la fois une observance et une
adhérence médicales régulières. Pour vérifier les taux de glycémie, plusieurs dispositifs invasives et
25 peu invasives de surveillance continue de la glycémie (CGM) ont été largement dévoilées dans l'état
de l'art. Les dispositifs invasifs estiment les concentrations de glucose après une procédure de piqûre
du doigt pour analyser un échantillon de sang moyennant une bandelette de test à usage unique. Ces
méthodes invasives risqueraient d'induire le patient à une situation de non-observance ou de non-
adhérence médicales à cause d'un ensemble de facteurs, à savoir : la douleur, les dépenses et le risque
30 d'infection.

D'autres solutions dites peu-invasives sont dévoilées dans l'état de l'art, revendiquant que les vaisseaux sanguins ne sont pas réellement traversés, mais plutôt un capteur est mis en contact avec le liquide interstitiel par voie sous-cutanée en insérant une petite aiguille semi-permanente dans la paroi abdominale. Ainsi, ces capteurs estiment le niveau de glucose en mesurant le courant électrique produit proportionnellement à la quantité de glucose oxydé par une réaction chimique en présence d'enzyme de glucose oxydase. Malheureusement ces techniques dites peu-invasives souffrent des problèmes de précision ou de durabilité puisqu'un remplacement régulier du capteur est recommandé pour éviter des écarts de mesure ou des effets secondaires sur la santé.

Devant le besoin universel pour des dispositifs non-invasifs, des solutions ont été dévoilées dans l'état de l'art, la plupart de ces solutions sont basées sur des méthodes spectrales optiques pour détecter la concentration du glucose comme : l'Infra-rouge, le Raman, la photo acoustique et la tomographie par cohérence optique. Les techniques optiques sont connues par un ensemble de limitations comme le faible rapport signal / bruit, les difficultés d'étalonnage et la sensibilité aux conditions d'environnement (Température du corps et humidité). Ces différentes techniques nécessitent aussi le déploiement de grands équipements très coûteux et consommateurs d'énergie.

Par ailleurs, les techniques de détection des niveaux de glucose par ondes électromagnétiques (Radiofréquences ou Micro-ondes) dévoilées dans l'état de l'art sembleraient être de très bons candidats pour un besoin non-invasif. La majorité des techniques dévoilées reposent sur l'usage des ondes électromagnétiques rayonnées en polarisation rectiligne à proximité d'un tissu biologique (le derme humain) afin de caractériser sa permittivité diélectrique effective. Malheureusement ces techniques sembleraient être adaptées à des besoins de monitoring qualitatif et non quantitatif puisqu'elles souffrent de deux problèmes majeurs :

- Un manque de sélectivité effective de la molécule de glucose dans le sang ce qui induirait à une impureté de la mesure ;
- Une limitation de la sensibilité aux faibles variations de la concentration du glucose dans le sang.

Brève description de l'Invention

La présente invention se rapporte à un appareil portable sans consommables et sans douleurs pour le contrôle non-invasif de la glycémie, basé sur des mesures électromagnétiques qualitatives et quantitatives simultanées des formes Alpha-D- Glucopyranose et Beta-D- Glucopyranose présentes dans le sang de l'être humain.

Cet appareil est particulièrement capable de réaliser des mesures qualitatives et des mesures quantitatives avec une sélectivité des formes chirales du glucose tout en inhibant l'excitation des autres molécules particulièrement la molécule dominante du Na-Cl.

L'appareil selon l'invention est défini dans la revendication 1, alors que des modes de réalisation de
5 tout ou partie dudit appareil figurent dans la revendication 2, ainsi que dans la description ci-dessous.

Brève description des dessins

La Figure 1 est la représentation cyclique de Haworth des formes Alpha-D-glucopyranose et Beta-D-glucopyranose ;

10 La Figure 2 est un schéma montrant les polarisations sélectives des formes alpha et beta par une onde EM chirale ;

La Figure 3 est un schéma synoptique des différents composants et interactions de la présente invention ;

15 La Figure 4 est un mode préféré de réalisation des dispositifs (13) et (14) de l'appareil objet de l'invention ;

La Figure 5 est une représentation du mode préféré d'utilisation de l'appareil objet de la présente invention ;

Description détaillée de l'Invention

20 La présente invention dévoile un appareil portatif sans consommables et sans douleurs pour le contrôle non-invasif de la glycémie, basé sur des mesures électromagnétiques qualitatives et quantitatives simultanées des formes Alpha-D- Glucopyranose et Beta-D- Glucopyranose présentes dans le sang de l'être humain.

25 Ledit appareil caractérisé en ce qu'il est utilisé en proximité du derme humain sans invasion. Ledit derme humain est schématisé principalement par un empilement de couches formant la partie superficielle du derme et une partie plus profonde incluant principalement les vaisseaux sanguins qui transportent le sang humain caractérisé par une pluralité de molécules, entre autres chacune est caractérisée par une rotation spatiale.

Ledit appareil est doté d'un capteur électromagnétique dans le domaine des RF et Micro-ondes particulièrement capable de réaliser des opérations d'excitations ciblées des molécules de glucose dans le sang par un rayonnement électromagnétique en champ proche. Étant donné que la molécule du glucose est chirale et présente en deux formes Alpha-D- Glucopyranose et Beta-D- Glucopyranose ayant respectivement des rotations positives de $112^{\circ}2$ et $18^{\circ}7$, l'onde électrométrique rayonnée par le dit capteur est particulièrement chirale et présente au moins deux polarisations quasi-orthogonales simultanées caractérisées en ce que chacune forme un trièdre direct de trois vecteurs : vecteur de champ électrique E , vecteur de champ magnétique H et vecteur de la direction de propagation K . les trièdres de chaque polarisation sont particulièrement choisis pour réaliser simultanément :

- 10
- Une première polarisation du champ électromagnétique à $+112^{\circ}2$ pour exciter la forme Alpha-D- Glucopyranose de la molécule du glucose
 - Une deuxième polarisation du champ électromagnétique à $+18^{\circ}7$ pour exciter la forme Beta-D- Glucopyranose de la molécule du glucose

15 La chiralité de l'onde électromagnétique rayonnée par ledit capteur favorise à la fois une sélectivité effective des deux formes dominantes de l'équilibre tautomère du glucose mais aussi un évitement de l'excitation de la molécule du Na-Cl qui est une molécule non-chirale à orientation rectiligne.

Puisque l'onde électromagnétique rayonnée par ledit capteur est chirale et quasi-orthogonale, son indice de chiralité doit vérifier une valeur de figure de mérite proche de 1 autour de la fréquence de résonance du capteur.

20 La formulation mathématique de l'indice de chiralité (k_u) est donnée comme suit :

- $\text{Re}(k_u) = (\Phi_1 - \Phi_2 + 2 \cdot \pi \cdot m) / 2 \cdot k_0 \cdot d$ et **Figure de mérite = $|\text{Re}(k_u) / \text{Im}(k_u)|$**
- **Φ_1** : la Phase de l'onde polarisée pour exciter la forme Alpha-D- Glucopyranose
- **Φ_2** : la Phase de l'onde polarisée pour exciter la forme Beta-D- Glucopyranose
- **m** : un nombre entier
- 25 - **k_0** : le nombre d'onde
- **d** : l'épaisseur du milieu de propagation

Ledit appareil est particulièrement capable de réaliser des mesures qualitatives et des mesures quantitatives avec une sélectivité des formes chirales du glucose tout en inhibant l'excitation des autres molécules particulièrement la molécule dominante du Na-Cl.

- Ledit appareil est caractérisé en ce que la mesure qualitative est réalisée par un rayonnement électromagnétique chirale assurant une sélectivité des formes Alpha-D- Glucopyranose et Beta-D- Glucopyranose ayant respectivement des rotations positives de $112^{\circ}2$ et $18^{\circ}7$;
- Ledit appareil est caractérisé en ce que la mesure quantitative est réalisée par des moyens d'analyse de la corrélation des concentrations des formes préalablement ciblées de Alpha-D- Glucopyranose et Beta-D- Glucopyranose avec des paramètres électromagnétiques caractérisables comme la dispersion de la fréquence de résonance (Δf), la dispersion de la phase (Δp) et le taux d'absorption de l'onde électromagnétique (Δa).

5

10

La présente demande décrit et définit l'architecture matérielle d'un appareil portatif sans consommables et sans douleurs pour le contrôle non-invasif de la glycémie, basé sur des mesures électromagnétiques qualitatives et quantitatives simultanées des formes Alpha-D- Glucopyranose et Beta-D- Glucopyranose présentes dans le sang de l'être humain.

15

L'architecture matérielle de l'appareil portatif selon l'invention se définit comme suit :

20

25

30

l'appareil comprend plus précisément a) un capteur (13) intégrant un dispositif de polarisation et de rayonnement électromagnétique chirale en champ proche du derme humain, couvrant les bandes de radiofréquences et de micro-ondes émettant simultanément deux excitations ciblées (22,29) des molécules chirales d'Alpha-D- Glucopyranose et de Beta-D- Glucopyranose présentes dans le sang humain (12), ledit capteur comportant au moins deux antennes (21,28) réalisant chacune les opérations d'excitation (22,29) du derme (12) et d'interception des réponses électromagnétiques (23,30) issues du derme (12), selon un diagramme de rayonnement (10,11) en champ proche dans les domaines des radiofréquences et des micro-ondes, dans lequel les deux vecteurs de propagation desdits diagrammes de rayonnement sont quasi-orthogonaux, lesdites antennes (21,28) ont un comportement fréquentiel identique caractérisé par une ou plusieurs fréquences de résonance (F_{ri}) communes, lesdites antennes (21,28) réalisant une transductance entre les signaux bidirectionnels électromagnétiques rayonnés (22,23,29,30) et les signaux bidirectionnels électromagnétiques guidés (19,20,26,27), dans lequel ledit capteur (13) comporte au moins deux polariseurs (18,25) des signaux électromagnétiques (19,26) guidés vers les deux antennes (21,28), l'un des deux polariseurs (25) étant caractérisé par un angle de dépolarisation de $+112^{\circ}2$ et l'autre polariseur (18) étant caractérisé par un angle de dépolarisation de $+18^{\circ}7$;

b) Un guide d'ondes électromagnétiques (14) à deux ports, réalisant une fonction de transmission symétrique des ondes de radiofréquences et des micro-ondes entre deux (31,37) ports d'excitation en

mode guidé, dans lequel le guide d'onde (14) est caractérisé par une fréquence de coupure (F_c) inférieure aux fréquences de résonances des antennes (21,29), ledit guide d'ondes est doté de deux orifices (15,16) exerçant les fonctions de couplage électromagnétique en champ proche (17,24) avec les deux polariseurs (18,25) du capteur (13), et dans lequel ledit guide d'onde exerce une fonction de transfert (52) entre ses deux ports formée par une matrice à 4 paramètres symétriques ayant une forme complexe composée d'une partie réelle et d'une partie imaginaire, deux des quatre paramètres caractérisant les transmissions inter-ports et les deux autres paramètres caractérisant les réflexions au niveau de chaque port, et dans lequel ladite fonction de transfert est sensible aux modes de couplage électromagnétiques (17) et (24) et aux interactions électromagnétiques en champ proche (22,29, 23,30) avec le derme humain (12) ;

c) Deux dispositifs (50, 51) d'émission et de réception d'ondes électromagnétiques de radiofréquences et des micro-ondes en mode guidé pour interfacer le guide d'ondes (14) via des ports d'excitation (31, 37), dans lesquels chacun des deux dispositifs est constitué de circulateurs (32, 38) pouvant découpler entre les signaux d'émission (33, 39) et les signaux de réception (34,40), chacun des deux dispositifs (50, 51) est constitué en outre de dispositifs d'émission (36,42) capables de synthétiser et de générer des signaux de radiofréquences et des micro-ondes caractérisés par une puissance et une bande de fréquences en mode Transverse Electromagnétique (TEM), et dans lesquels chacun des deux dispositifs (50, 51) comprend des dispositifs de réception (35,41) capables de mesurer les paramètres de la fonction de transfert (52) complexe du guide d'onde, les courbes (46,49) de mesures des paramètres de la fonction de transfert (52) sont transmis vers une unité de calcul et de pilotage (43) ; et

d) Une unité de calcul et de pilotage (43) agissant sur les dispositifs d'émissions et de réception pour réaliser les fonctions de synthèses et de générations des signaux selon un gabarit de puissance et une bande de fréquence variables (47,49), ladite unité (43) étant dotée d'algorithme de calcul mathématique de corrélation entre les signaux de réceptions (46,48) et les concentrations en molécules chirales d'Alpha-D- Glucopyranose et de Beta-D- Glucopyranose, ladite unité (43) pilotant un dispositif de monitoring et de télécommunication (44) via un bus de communication (45).

30 Selon l'invention, les dispositifs 13 et 14 de l'appareil (1) représentent l'un des modes préférés de réalisation de l'invention et se définissent comme suit :

e) le dispositif ou guide d'onde électromagnétique (14) réalisé en technologies micro-ruban ou coplanaire. Ledit guide d'onde et qu'il est constitué d'une ligne conductrice inférieure (53), d'un

substrat magnéto diélectrique (54) et d'un plan de masse constitué de lignes conductrices supérieures (55), la largeur de la ligne inférieure (53) étant choisie de sorte à favoriser une adaptation de l'impédance caractéristique de la ligne Z_c et des impédances caractéristiques des deux ports d'excitations (31,37), la longueur de la ligne (53) étant choisie afin d'ajuster le niveau d'atténuation du signal électromagnétique transmis entre les deux ports d'excitations, et que des fentes coplanaires (56) sont ajoutées sur le plan de masse pour agir sélectivement sur les modes de propagation guidée, TE (Transverse Electrique), TM (Transverse Magnétique) et TEM (Transverse Electro-Magnétique), lesdits réalisant un mode de couplage inducto-capacitif avec les résonateurs électromagnétiques (61,62,57,59) en champ proche ;

10

f) le dispositif (13) est constitué par les éléments suivants :

g) Un premier polariseur (62) sous forme d'un double brin conducteur appartenant au même plan de la ligne conductrice inférieure (53), le double brin traversant la ligne conductrice (53) en réalisant une orientation positive d'un angle de $18^\circ 7'$ par rapport à l'axe longitudinal de la ligne conductrice (53), la longueur de chaque brin étant choisie inférieure à un dixième de la longueur d'onde correspondante à la fréquence de l'onde d'excitation des molécules de Beta-D- Glucopyranose ;

15

h) Un deuxième polariseur (61) sous forme d'un double brin conducteur appartenant au même plan de la ligne conductrice inférieure (53), le double brin traversant la ligne conductrice (53) en réalisant une orientation positive d'un angle de $112^\circ 2'$ par rapport à l'axe longitudinal de la ligne conductrice (53), la longueur de chaque brin étant choisie inférieure à un dixième de la longueur d'onde correspondante à la fréquence de l'onde d'excitation des molécules d'Alpha-D- Glucopyranose ;

20

i) Une première antenne sous forme d'un réseau de deux résonateurs montés tête- bêche, lesdits résonateurs étant sous forme d'anneaux inductifs (59) comportant des fentes capacitives (60), l'axe de symétrie des deux anneaux (59) déterminant un angle de $18^\circ 7'$ avec l'axe longitudinal de la ligne (53), le rayon des anneaux étant égal à la longueur des brins, soit inférieur à un dixième de la longueur d'onde correspondante (λ_B) de la fréquence de l'onde d'excitation des molécules de Beta-D- Glucopyranose, la distance de séparation entre les deux anneaux étant être inférieure à $\lambda_B/10$ de sorte maximiser le couplage électromagnétique ;

25

30

J) Une deuxième antenne sous forme d'un réseau de deux résonateurs montés en tête- bêche, lesdits résonateurs sont sous forme d'anneaux inductifs (57) comportant des fentes capacitives (58), l'axe de symétrie des deux anneaux réalisant un angle de $112^\circ 2'$ avec l'axe longitudinal de la ligne (53), le rayon des anneaux étant égal à la longueur des brins, soit inférieur à un dixième de la longueur d'onde λ_A correspondant à la fréquence de l'onde d'excitation des molécules d'Alpha-D-

35

Glucopyranose, la distance de séparation entre les deux anneaux (57) étant inférieure à $\lambda/10$ de sorte à maximiser le couplage électromagnétique.

Selon un mode préféré d'utilisation, l'appareil (1) objet de la présente invention est un boîtier portatif réalisé par une matière première (72) compatible avec les recommandations FDA pour les dispositifs médiales domestiques. Le test de la glycémie est déclenché par un simple touché (66) d'un doigt humain sur la zone active (67) de l'appareil. La zone active (67) est formée principalement de l'ensemble des composants du dispositif (13) de la présente invention. La zone active (67) est logée dans un compartiment (68) particulièrement doté de moyens de blindage électromagnétique afin préserver un niveau CEM (Compatibilité Electromagnétique) conformes aux normes. L'appareil est doté d'espaces pour loger une batterie rechargeable (70) et pour loger les différents (69) composants et unités de calcul et de pilotage électronique et électromagnétique. L'appareil est doté d'une interface homme machine (71) permettant le paramétrage et l'affichage des valeurs de la glycémie mesurées et la gestion des alertes de dépassements des profils glycémiques. L'appareil est doté de moyens de communications (73) filaires et sans fil avec des applications informatique de monitoring médicale.

20

25

30

1. Appareil portatif pour le contrôle non-invasif de la glycémie comprenant :

5 a. Un capteur (13) intégrant un dispositif de polarisation et de rayonnement électromagnétique chiral en champ proche du derme humain, couvrant les bandes de radiofréquences et de micro-ondes émettant simultanément deux excitations ciblées (22,29) des molécules chirales d'Alpha-D- Glucopyranose et de Beta-D- Glucopyranose présentes dans le sang humain (12), ledit capteur comportant au moins deux antennes (21,28) réalisant chacune les opérations d'excitation (22,29) du derme (12) et d'interception des réponses électromagnétiques (23,30) issues du derme (12), selon un diagramme de rayonnement (10,11) en champ proche dans les domaines des radiofréquences et des micro-ondes, dans lequel les deux vecteurs de propagation desdits diagrammes de rayonnement sont quasi-orthogonaux, lesdites antennes (21,28) ont un comportement fréquentiel identique caractérisé par une ou plusieurs fréquences de résonance (Fri) communes, lesdites antennes (21,28) réalisant une transductance entre les signaux bidirectionnels électromagnétiques rayonnés (22,23,29,30) et les signaux bidirectionnels électromagnétiques guidés (19,20,26,27), dans lequel ledit capteur (13) comporte au moins deux polariseurs (18,25) des signaux électromagnétiques (19,26) guidés vers les deux antennes (21,28), l'un des deux polariseurs (25) étant caractérisé par un angle de dépolarisation de $+112^{\circ}2$ et l'autre polariseur (18) étant caractérisé par un angle de dépolarisation de $+18^{\circ}7$;

20 b. Un guide d'ondes électromagnétiques (14) à deux ports, réalisant une fonction de transmission symétrique des ondes de radiofréquences et des micro-ondes entre deux (31,37) ports d'excitation en mode guidé, dans lequel le guide d'onde (14) est caractérisé par une fréquence de coupure (Fc) inférieure aux fréquences de résonances des antennes (21,29), ledit guide d'ondes est doté de deux orifices (15,16) exerçant les fonctions de couplage électromagnétique en champ proche (17,24) avec les deux polariseurs (18,25) du capteur (13), et dans lequel ledit guide d'onde exerce une fonction de transfert (52) entre ses deux ports formée par une matrice à 4 paramètres symétriques ayant une forme complexe composée d'une partie réelle et d'une partie imaginaire, deux des quatre paramètres caractérisant les transmissions inter-ports et les deux autres paramètres caractérisant les réflexions au niveau de chaque port, et dans lequel ladite fonction de transfert est sensible aux modes de couplage électromagnétiques (17) et (24) et aux interactions électromagnétiques en champ proche (22,29, 23,30) avec le derme humain (12) ;

- 5 c. Deux dispositifs (50, 51) d'émission et de réception d'ondes électromagnétiques de radiofréquences et des micro-ondes en mode guidé pour interfacer le guide d'ondes (14) via des ports d'excitation (31, 37), dans lesquels chacun des deux dispositifs est constitué de circulateurs (32, 38) pouvant découpler entre les signaux d'émission (33, 39) et les signaux de réception (34,40), chacun des deux dispositifs (50, 51) est constitué en outre de dispositifs d'émission (36,42) capables de synthétiser et de générer des signaux de radiofréquences et des micro-ondes caractérisés par une puissance et une bande de fréquences en mode Transverse Electromagnétique (TEM), et dans lesquels chacun des 10 deux dispositifs (50, 51) comprend des dispositifs de réception (35,41) capables de mesurant les paramètres de la fonction de transfert (52) complexe du guide d'onde, les courbes (46,49) de mesures des paramètres de la fonction de transfert (52) sont transmis vers une unité de calcul et de pilotage (43) ; et
- 15 d. Une unité de calcul et de pilotage (43) agissant sur les dispositifs d'émissions et de réception pour réaliser les fonctions de synthèses et de générations des signaux selon un gabarit de puissance et une bande de fréquence variables (47,49), ladite unité (43) étant dotée d'algorithme de calcul mathématique de corrélation entre les signaux de réceptions (46,48) et les concentrations en molécules chirales d'Alpha-D- Glucopyranose et de Beta-D- 20 Glucopyranose, ladite unité (43) pilotant un dispositif de monitoring et de télécommunication (44) via un bus de communication (45).
2. Appareil portatif pour le contrôle non-invasif de la glycémie selon la revendication 1, caractérisé en ce que
- 25 a. le dispositif ou guide d'onde électromagnétique (14) est réalisé en technologies micro-ruban ou coplanaire. Ledit guide d'onde et qu'il est constitué d'une ligne conductrice inférieure (53), d'un substrat magnéto diélectrique (54) et d'un plan de masse constitué de lignes conductrices supérieures (55), la largeur de la ligne inférieure (53) étant choisie de sorte à favoriser une 30 adaptation de l'impédance caractéristique de la ligne Z_c et des impédances caractéristiques des deux ports d'excitations (31,37), la longueur de la ligne (53) étant choisie afin d'ajuster le niveau d'atténuation du signal électromagnétique transmis entre les deux ports d'excitations, et que des fentes coplanaires (56) sont ajoutées sur le plan de masse pour agir sélectivement sur les modes de propagation guidée, TE (Transverse Electrique), TM (Transverse Magnétique) 35 et TEM (Transverse Electro-Magnétique), lesdits fentes réalisant un mode de couplage

inducto-capacitif avec les résonateurs électromagnétiques (61,62,57,59) en champ proche ; et en ce que

le dispositif (13) est constitué par les éléments suivants :

- 5 b. Un premier polariseur (62) sous forme d'un double brin conducteur appartenant au même plan de la ligne conductrice inférieure (53), le double brin traversant la ligne conductrice (53) en réalisant une orientation positive d'un angle de $18^{\circ}7$ par rapport à l'axe longitudinal de la ligne conductrice (53), la longueur de chaque brin étant choisie inférieure à un dixième de la longueur d'onde correspondante à la fréquence de l'onde d'excitation des molécules de Beta-D- Glucopyranose ;
- 10 c. Un deuxième polariseur (61) sous forme d'un double brin conducteur appartenant au même plan de la ligne conductrice inférieure (53), le double brin traversant la ligne conductrice (53) en réalisant une orientation positive d'un angle de $112^{\circ}2$ par rapport à l'axe longitudinal de la
- 15 ligne conductrice (53), la longueur de chaque brin étant choisie inférieure à un dixième de la longueur d'onde correspondante à la fréquence de l'onde d'excitation des molécules d'Alpha-D- Glucopyranose ;
- d. Une première antenne sous forme d'un réseau de deux résonateurs montés tête- bêche,
- 20 lesdits résonateurs étant sous forme d'anneaux inductifs (59) comportant des fentes capacitives (60), l'axe de symétrie des deux anneaux (59) déterminant un angle de $18^{\circ}7$ avec l'axe longitudinal de la ligne (53), le rayon des anneaux étant égal à la longueur des brins, soit inférieur à un dixième de la longueur d'onde correspondante (λ_B) de la fréquence de l'onde d'excitation des molécules de Beta-D- Glucopyranose, la distance de séparation entre
- 25 les deux anneaux étant être inférieure à $\lambda_B/10$ de sorte maximiser le couplage électromagnétique ;
- e. Une deuxième antenne sous forme d'un réseau de deux résonateurs montés en tête- bêche,
- lesdits résonateurs sont sous forme d'anneaux inductifs (57) comportant des fentes
- 30 capacitives (58), l'axe de symétrie des deux anneaux réalisant un angle de $112^{\circ}2$ avec l'axe longitudinal de la ligne (53), le rayon des anneaux étant égal à la longueur des brins, soit inférieur à un dixième de la longueur d'onde λ_A correspondant à la fréquence de l'onde d'excitation des molécules d'Alpha-D- Glucopyranose, la distance de séparation entre les deux anneaux (57) étant inférieure à $\lambda_A/10$ de sorte à maximiser le couplage
- 35 électromagnétique.

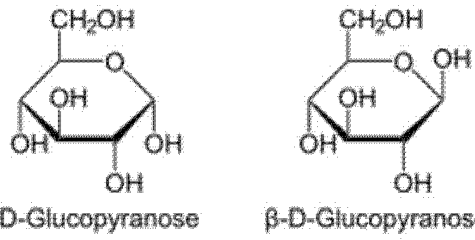
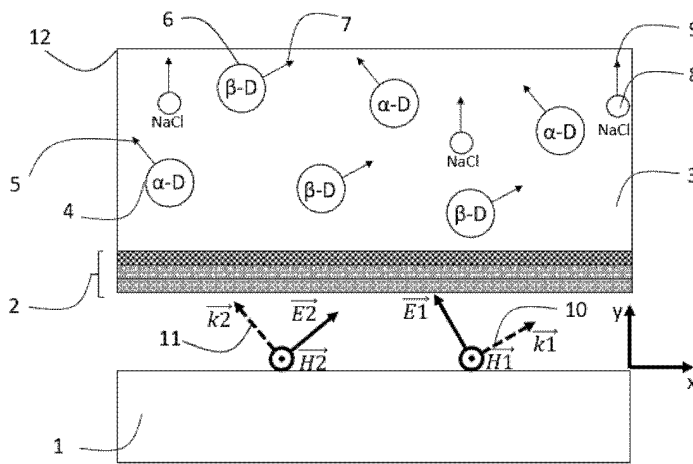


Fig 1 :



5 Fig 2 :

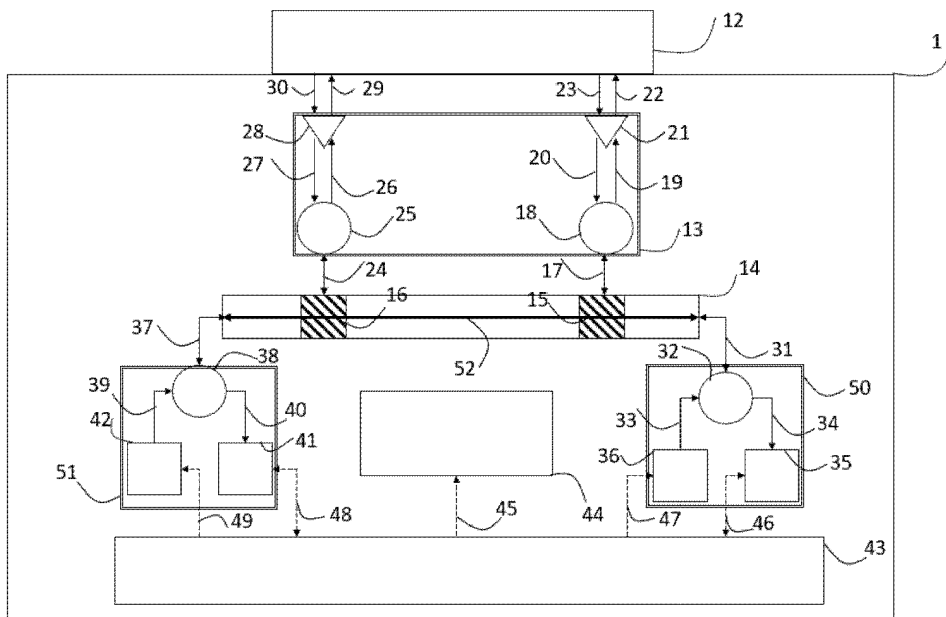
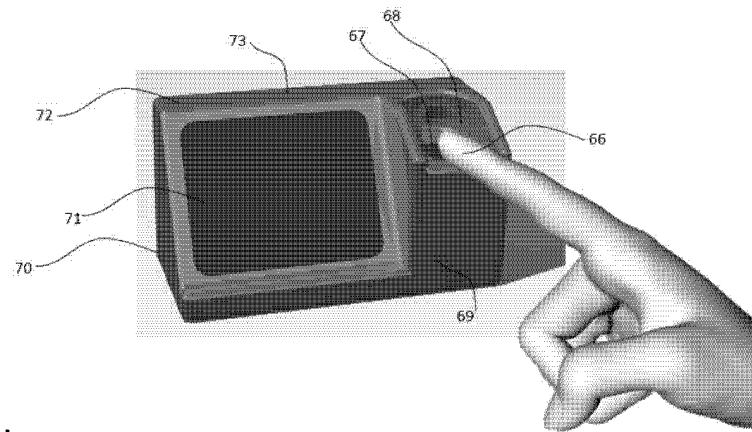
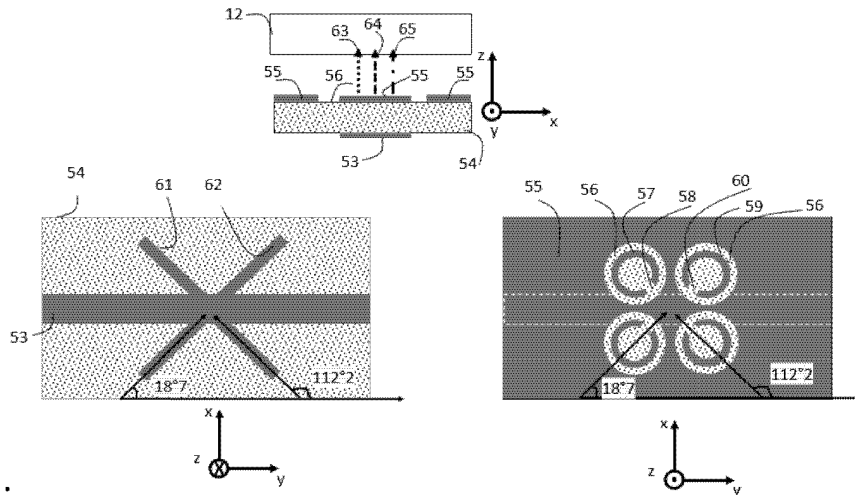


Fig 3 :



**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 : 53779	Date de dépôt : 20/07/2021
Déposant : L'UNIVERSITE MOHAMMED VI POLYTECHNIQUE (UM6P)	
Intitulé de l'invention : APPAREIL PORTATIF POUR LE CONTROL NON-INVASIF DE LA GLYCEMIE	
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 type="checkbox"/> Cadre 4 : Remarques de forme et de clarté	
<input type="checkbox"/> Cadre 5 : Défaut d'unité d'invention	
<input type="checkbox"/> Cadre 6 : Observations à propos de certaines revendications exclues de la brevetabilité	
<input checked="" type="checkbox"/> Cadre 7 : Déclaration motivée quant à la Nouveauté, l'Activité Inventive et l'Application Industrielle	
Examineur: BRINI Abdelaziz	Date d'établissement du rapport : 31/03/2022
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
8 Pages
- Revendications
2
- Planches de dessin
2 Pages

Partie 2 : Rapport de recherche

Classement de l'objet de la demande :

CIB : A61B5/145 ; A61B5/05

CPC : A61B5/14532 ; A61B5/0507

Plateformes et bases de données électroniques de recherche :

EPOQUENET, WPI, ScienceDirect, IEEE, ORBIT

Catégorie*	Documents cités avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	N° des revendications visées
A	US2021076992A1; EESY INNOVATION GMBH [DE];18-03-2021 Revendications 1-25 ; [0003]-[0004],[0009],[0013], [0029], [0030]-[0032], [0042]-[0047], [0080]-[0115]	1-2
A	US2019104939A1; AMERICAN UNIV OF BEIRUT [LB] ; 11-04-2019 Document en entier	1-2
A	US2017164878A1 ; MEDIBOTICS LLC [US] ; 15-06-2017 Document en entier	1-2
A	Ruochong Zhang et al « Noninvasive Electromagnetic Wave Sensing of Glucose » Sensors 2019, 19, 1151; doi:10.3390/s19051151	1-2
A	Ala Eldin Omer et al « Low-cost portable microwave sensor for non-invasive monitoring of blood glucose level: novel design utilizing a four cell CSRR hexagonal configuration ». Scientific Reports https://doi.org/10.1038/s41598-020-72114-3	1-2

***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 7 : Déclaration motivée quant à la Nouveauté, l'Activité Inventive et l'Application Industrielle**

Nouveauté	Revendications 1-2	Oui
	Revendications aucune	Non
Activité inventive	Revendications 1-2	Oui
	Revendications aucune	Non
Application Industrielle	Revendications 1-2	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 : US2021076992A1

D2 : US2019104939A1

D3 : US2017164878A1

D4 : Ruochong Zhang et al « Noninvasive Electromagnetic Wave Sensing of Glucose »
Sensors 2019, 19, 1151; doi:10.3390/s19051151

D5 : Ala Eldin Omer et al « Low-cost portable microwave sensor for non-invasive monitoring of blood glucose level: novel design utilizing a four cell CSRR hexagonal configuration ».
Scientific Reports ; <https://doi.org/10.1038/s41598-020-72114-3>

1. Nouveauté

Aucun des documents susmentionnés ne divulgue les mêmes caractéristiques techniques telles que décrites dans les revendications 1-2, d'où celles-ci sont nouvelles conformément à l'article 26 de la loi 17-97 telle que modifiée et complétée par la loi 23-13.

2. Activité inventive

Le document D1 qui est considéré comme étant l'état de la technique le plus proche de l'objet de la revendication 1 divulgue un dispositif de détection électromagnétique non invasive de la concentration de sucre dans le sang dans un vaisseau sanguin. Ledit dispositif de détection (100) non invasive comprend :

- Un générateur de signaux (104) qui est conçu pour produire un signal d'étalonnage, le signal d'étalonnage comprenant une superposition d'un premier signal d'excitation et d'un deuxième signal d'excitation, le premier signal d'excitation présentant une fréquence plus haute que celle du deuxième signal d'excitation et/ou le deuxième signal d'excitation étant un signal continu et/ou le deuxième signal d'excitation étant plus puissant que le premier signal d'excitation
- Un système émetteur-récepteur (106) qui est conçu pour envoyer un signal de mesure d'étalonnage en direction du vaisseau sanguin (102) et pour recevoir un premier signal de réponse système en réaction à l'envoi du signal d'étalonnage, le système émetteur-récepteur (106) étant conçu pour envoyer un troisième signal d'excitation en direction du vaisseau sanguin (102), pour recevoir un second signal de réponse système en réaction à l'envoi du troisième signal d'excitation,

- Un processeur (108) qui est conçu pour relier le premier signal de réponse système et le second signal de réponse système afin d'obtenir un signal de mesure pour déterminer la concentration de sucre dans le sang.

L'objet de la revendication 1 diffère de D1 en ce que le dispositif comprend :

- Capteur (13) couvrant les bandes de radiofréquences et micro-ondes émettant simultanément deux excitations ciblées (22,29) des molécules chirales d'alpha-D-glucopyranose et de beta-D-glucopyranose présentes dans le sang,
- Ledit capteur comportant au moins deux antennes (21,28) réalisant chacune les opérations d'excitation (22,29) du derme et d'interception des réponses électromagnétiques (23, 30) issues du derme
- Ledit capteur (13) comporte au moins deux polarisateurs (18,25) des signaux électromagnétiques (19,26) guidés vers les deux antennes (12,28)
- Deux dispositifs (50,51) d'émissions et de réception d'ondes électromagnétiques de radiofréquences et microondes en mode guidés pour interfacer le guide d'ondes (14) via des ports d'excitation (31,38) dans lesquels chacun des deux dispositifs est constitué de circulateurs (32,38)

Le problème technique que la présente demande se propose de résoudre peut être considéré comme étant la fourniture d'un appareil pour le contrôle non invasif de la glycémie basé sur des mesures électromagnétiques sélectives des formes d'alpha-D-glucopyranose et de beta-D-glucopyranose présentes dans le sang.

La solution proposée n'est pas évidente pour la raison suivante :

Aucun document de l'art antérieur ne divulgue ni ne suggère un appareil portatif pour la mesure électromagnétique qualitative et quantitative de la glycémie sous les formes d'alpha-D-glucopyranose et de beta-D-glucopyranose présentes dans le sang tel que décrit dans la présente demande.

Par conséquent, l'objet de la revendication 1 implique une activité inventive conformément à l'article 28 de la loi 17-97 telle que modifiée et complétée par la loi 23-13 au vu de D1 à D5.

La revendication 2 dépend de la revendication 1 et satisfait en tant que telle aux exigences concernant l'activité inventive conformément à l'article 28 de la loi 17-97 telle que modifiée et complétée par la loi 23-13 au vu de D1 à D5.

3. Application industrielle

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.