

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

(19) Organisation Mondiale de la Propriété  
Intellectuelle  
Bureau international



(43) Date de la publication internationale  
1 septembre 2005 (01.09.2005)

PCT

(10) Numéro de publication internationale  
**WO 2005/079655 A1**

(51) Classification internationale des brevets<sup>7</sup> : **A61B 3/00**

(21) Numéro de la demande internationale :  
PCT/FR2005/000133

(22) Date de dépôt international :  
21 janvier 2005 (21.01.2005)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :  
0400581 22 janvier 2004 (22.01.2004) FR

(71) Déposants (pour tous les États désignés sauf US) :  
**CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE (CNRS)** [FR/FR]; 3, rue Michel-Ange,  
F-75794 Paris Cedex 16 (FR). **OBSERVATOIRE DE**

**PARIS** [FR/FR]; 61, avenue de l'Observatoire, F-75014  
Paris (FR). **MAUNA KEA TECHNOLOGIES** [FR/FR];  
9, rue d'Enghien, F-75010 Paris (FR).

(72) Inventeurs; et

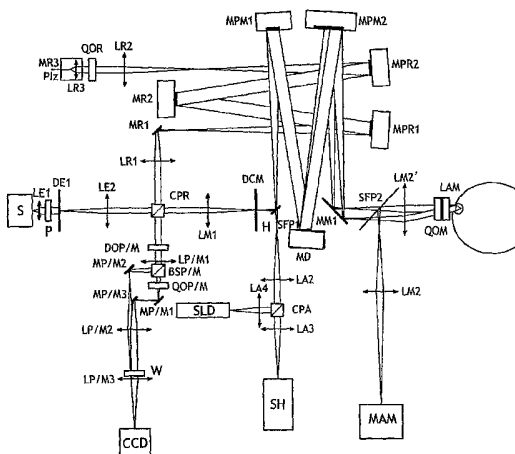
(75) Inventeurs/Déposants (pour US seulement) : **LA-COMBE, François** [FR/FR]; 2173, avenue Roger Salengro, F-92370 Chaville (FR). **LAFAILLE, David** [FR/FR]; 2, rue du Bel Air, F-92190 Meudon (FR). **GLANC, Marie** [FR/FR]; 10, rue de Terre Neuve, F-91190 Meudon (FR). **GENDRON, Eric** [FR/FR]; 60, rue de Paris, F-92190 Meudon (FR). **STEFANOVITCH, Douchane** [FR/FR]; 120, rue de Paris, F-92190 Meudon (FR).

(74) Mandataire : **KEIB, Gérard**; Pontet Allano & Associés  
Selarl, 6, avenue du Général De Gaulle, F-78000 Versailles  
(FR).

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: EYE EXAMINATION DEVICE BY MEANS OF TOMOGRAPHY WITH A SIGHTING DEVICE

(54) Titre : APPAREIL D'EXAMEN DE L'OEIL PAR TOMOGRAPHE AVEC DISPOSITIF DE VISEE



(57) **Abstract:** The invention relates to a sighting device for an examination of the eye, comprising at least one moving target with a programmable form and trajectory, said target being displayed on a visualisation unit, such as an appropriate screen and visible from both eyes during the examination. The invention further relates to an in-vivo tomographical eye examination system, comprising: a Michelson interferometer, generating a full-field OCT image, adaptable optical means, arranged between the interferometer and an eye for examination, achieving the correction of the wavefronts coming from the eye and also the wavefronts going to the eye, detection means, arranged after the interferometer, permitting the interferometric measurement by the OCT principle without modulation nor synchronised detection and a sighting device, with at least one mobile target with a programmable form and trajectory, said target being displayed on an appropriate screen and visible from at least one of the eyes during the examination.

(57) **Abrégé :** Dispositif de visée pour un examen de l'oeil, comprenant au moins une cible mobile présentant une forme et une trajectoire programmable, ladite cible étant affichée sur un équipement de visualisation, tel qu'un écran approprié, et visible des deux yeux, pendant la durée de l'examen. Système d'examen

[Suite sur la page suivante]



WO 2005/079655 A1



(81) **États désignés** (*sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible*) : AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

**Publiée :**

- avec rapport de recherche internationale
- avec revendications modifiées et déclaration

(84) **États désignés** (*sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible*) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM),

En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abréviations, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de la Gazette du PCT.

---

de l'oeil par tomographie in vivo, comprenant : un interféromètre de Michelson, réalisant un montage d'OCT plein champ ; des moyens d'optique adaptative, disposés entre l'interféromètre et un oeil à examiner, réalisant la correction des fronts d'onde en provenance de l'oeil mais aussi à destination de l'oeil ; des moyens de détection, disposé en aval de l'interféromètre, permettant sans modulation ni détection synchrone, de réaliser la mesure interférométrique selon le principe de l'OCT ; et un dispositif de visée comprenant au moins une cible mobile présentant une forme et une trajectoire programmable, ladite cible étant affichée sur un écran approprié, et visible d'au moins un deux yeux, pendant la durée de l'examen.

## APPAREIL D'EXAMEN DE L'OEIL PAR TOMOGRAPHIE AVEC DISPOSITIF DE VISÉE

La présente invention concerne un dispositif de visée pour un examen de l'œil. Elle vise également un procédé de visée mis en œuvre dans ce dispositif, ainsi qu'un système d'examen de l'œil par tomographie in vivo équipé de ce dispositif.

5 Lors de l'examen de l'œil en général, et en particulier de la rétine, les mouvements inconscients de l'œil, même pendant une fixation, peuvent considérablement limiter les performances de l'examen.

Les mouvements résiduels pendant une fixation sont de trois types :

- Nystagmus physiologique (ou tremor) : oscillations très rapides (de 40 à 100 Hz), de petite amplitude (déplacement des images de l'ordre du micron sur la rétine) ;
- Dérives : mouvements lents (1  $\mu$ m en quelques ms), décorrélés d'un œil à l'autre ;
- Micro-saccades : mouvements très rapides (quelques centaines par 15 seconde), corrélés entre les yeux, de recentrage approximatif du champ.

L'expérience montre que les performances de fixation d'un sujet donné sont très variables, suivant son état de fatigue, suivant l'éclairage ambiant, ou suivant la durée de la fixation. Il est par ailleurs connu que la fixation avec deux yeux est plus performante qu'avec un seul.

20 L'adjonction d'un système de compensation des mouvements de l'œil peut se révéler très complexe, coûteux, et parfois incompatible avec l'instrumentation existante.

Le but de la présente invention est de remédier à ces inconvénients en proposant un dispositif de visée qui optimise la performance de fixation 25 du sujet, ce dispositif de visée étant destiné à équiper un système d'examen en lui procurant une très bonne résolution spatiale. Il s'agit donc d'augmenter la performance globale de l'examen en augmentant celle du sujet.

Suivant l'invention, le dispositif de visée comprend au moins une 30 cible mobile présentant une forme et une trajectoire programmables, cette

- 2 -

ou ces cibles étant affichée(s) sur des moyens de visualisation tels qu'un écran et visible des deux yeux, pendant la durée de l'examen.

Dans un premier mode opératoire, la ou les cibles sont déplacées de manière à alterner des intervalles de fixation sur une position donnée avec  
5 des intervalles dits de repos sur une ou plusieurs autres positions. La durée des intervalles de fixation peut être ajustée pour en optimiser la qualité. On peut également ajuster la diversité, la position et la durée des positions de repos.

Dans un second mode opératoire, on commande un mouvement  
10 continu qui forcerait le regard du sujet à suivre une cible mobile. Si les performances de suivi sont meilleures que celles de fixation, la connaissance a priori de la trajectoire permettrait de recalibrer les images de l'œil obtenues avec une meilleure précision qu'elles ne le sont quand on observe une cible immobile.

15 Suivant un autre aspect de l'invention, il est proposé un système d'examen de l'œil par tomographie in vivo comprenant :

- un interféromètre de Michelson, réalisant un montage d'OCT plein champ,
- un dispositif d'optique adaptative, disposé entre l'interféromètre et  
20 un œil à examiner, réalisant la correction des fronts d'onde en provenance de l'œil mais aussi à destination de l'œil, et
- un dispositif de détection, disposé en aval de l'interféromètre, permettant sans modulation ni détection synchrone, de réaliser la mesure interférométrique selon le principe de l'OCT,
- 25 caractérisé en ce qu'il comprend en outre un dispositif de visée selon l'invention, comprenant au moins une cible mobile présentant une forme et une trajectoire programmable, ladite cible étant affichée sur des moyens de visualisation et visible d'au moins un des yeux dudit patient, pendant la durée de l'examen.

30 Ce dispositif de visée permet de guider le regard du patient tout en assurant son confort visuel et en optimisant ses performances de fixation.

D'autres avantages et caractéristiques de l'invention apparaîtront à l'examen de la description détaillée d'un mode de mise en œuvre nullement limitatif, et des figures annexées dans lesquelles :

- 3 -

- la figure 1 illustre la structure d'un système de tomographie in vivo intégrant un dispositif de visée selon l'invention, et
- les figures 2A et 2B représentent respectivement un premier et un second exemples de réalisation de mires actives mises en œuvre dans un dispositif de visée selon l'invention, sur un écran d'un ordinateur.
- la figure 3 est un schéma d'un autre exemple de réalisation d'un système de tomographie in vivo selon l'invention.

On va maintenant décrire, en référence à la figure 1, un exemple pratique de réalisation d'un système de tomographie in vivo selon l'invention. Ce système comprend un interféromètre, de type Michelson, comportant un bras de mesure prévu pour illuminer l'œil et collecter la lumière renvoyée, et un bras de référence prévu pour illuminer un miroir mobile permettant l'exploration en profondeur du tissu rétinien.

L'interféromètre est utilisé en lumière polarisée de façon rectiligne et perpendiculaire dans les deux bras. La source de lumière S est une diode à faible longueur de cohérence temporelle (par exemple, 12  $\mu\text{m}$ ), dont le spectre est centré sur 780 nm. Elle confère par principe au système de tomographie in vivo une résolution axiale égale à la moitié de la longueur de cohérence divisée par l'indice de réfraction du milieu.

Cette source de lumière S peut être pulsée. Dans ce cas, elle est alors synchronisée avec la prise d'image et la correction adaptative. Le faisceau est limité par un diaphragme de champ correspondant à 1 degré dans le champ de vue de l'œil (300  $\mu\text{m}$  sur la rétine) et un diaphragme pupillaire correspondant à une ouverture de 7 mm sur un œil dilaté.

Un polariseur d'entrée P permet l'équilibrage optimal des flux injectés dans les deux bras de l'interféromètre.

Les deux bras présentent une configuration dite de Gauss, afocale, qui permet le transport des pupilles, d'une part, et la matérialisation d'une image intermédiaire du champ où un diaphragme bloque une grande part du reflet cornéen, d'autre part. Des lames quart d'onde assurent par la rotation de la polarisation de la seule lumière renvoyée par l'œil, et le miroir mobile, un filtrage efficace des réflexions parasites dans le système de tomographie in vivo selon l'invention.

Afin de conserver l'égalité des chemins optiques dans les deux bras, avec le même transport des pupilles et du champ, le bras de référence est similaire au bras de mesure, mais avec une optique statique.

On va maintenant décrire la voie de détection du système de  
5 tomographie in vivo selon l'invention. Les deux faisceaux sur le bras de sortie sont encore polarisés perpendiculairement, et ils n'interfèrent que s'ils sont projetés sur une direction commune. Un prisme de Wollaston W a pour fonction de projeter simultanément les deux rayonnements sur deux directions d'analyse perpendiculaires. On peut alors effectuer une mesure  
10 simultanée de l'intensité après interférence dans deux états d'interférence en opposition, sans modulation ni détection synchrone, sur un détecteur bidimensionnel unique. L'adjonction d'une lame quart d'onde, après division du faisceau, permet d'accéder à deux mesures supplémentaires, levant ainsi toute ambiguïté entre amplitude et phase des franges. Une lame demi  
15 onde à l'entrée de la voie de détection permet d'orienter convenablement les polarisations incidentes.

Le prisme de Wollaston est placé dans un plan pupillaire, donc conjugué du cube séparateur de l'interféromètre de Michelson. L'angle de séparation du prisme de Wollaston est choisi en fonction du champ à  
20 observer. La longueur focale de l'objectif final détermine le pas d'échantillonnage des quatre images.

Le détecteur est du type CCD, avec une cadence d'image supérieure à 30 images par seconde. Ce détecteur est associé à un calculateur dédié (non représenté) dans lequel est réalisé le traitement numérique des  
25 images : extraction des quatre mesures, étalonnage, calcul de l'amplitude des franges.

La correction adaptative des fronts d'onde est réalisée en amont de l'interféromètre, donc dans le bras de mesure. Chaque point de la source S voit ainsi son image sur la rétine corrigée des aberrations, et l'image en  
30 retour est également corrigée. L'amplitude des franges est alors maximale.

Le sous-ensemble d'optique adaptative comprend un miroir déformable MD. La mesure de front d'onde est faite par un analyseur SH de type Shack-Hartmann sur le faisceau de retour d'un spot lumineux lui-même imagé sur la rétine via le miroir déformable MD. La longueur d'onde

d'analyse est de 820 nm. L'éclairage est continu et fourni par une diode SLD superluminescente temporellement incohérente. Le dimensionnement de l'analyseur correspond à une optimisation entre sensibilité photométrique et échantillonnage du front d'onde. La cadence de  
5 rafraîchissement de la commande du miroir déformable MD peut atteindre 150 Hz. Un calculateur dédié (non représenté) gère la boucle d'optique adaptative. La commande est toutefois synchronisée pour geler la forme du miroir pendant la mesure interférométrique.

Un contrôle approprié de la focalisation de la voie d'analyse, au  
10 moyen d'une lentille LA2, permet d'adapter la distance de focalisation à la couche sélectionnée par l'interféromètre. Cette disposition est capitale pour conserver un contraste optimal à toute profondeur.

Le miroir déformable MD est conjugué de la pupille du système et de l'œil. Le champ du système est défini par le diaphragme de champ DCM  
15 d'entrée du système. Il est de préférence choisi à une valeur inférieure à celle du champ d'isoplanétisme de l'œil, ce qui garantit la validité de la correction adaptative dans le champ sur la seule mesure de front d'onde réalisée à partir du spot, au centre du champ. A titre d'exemple, le champ du système peut être choisi égal à 1 degré, mais la valeur de ce champ  
20 pourrait être augmentée.

De plus, la rotation du miroir déformable MD permet de choisir l'angle d'arrivée du faisceau dans l'œil, donc la portion de rétine étudiée.

L'adjonction de verres correcteurs de la vue du sujet, donc des bas ordres d'aberrations géométriques tels que le focus ou l'astigmatisme, juste  
25 devant l'œil, permet de relâcher les exigences sur la course du miroir déformable MD, et garantit également une meilleure visée. Un système correcteur adaptatif par transmission peut être utilisé de préférence à des verres fixes pour une correction optimale.

Ainsi qu'illustré en figure 3, le système peut en outre comprendre  
30 des moyens d'imagerie classique, comme une caméra IMG, permettant d'associer les mesures interférométriques avec une imagerie simple des zones examinées, par exemple pour faciliter l'exploration et la sélection des zones à examiner.

Placé directement en sortie (au retour) du bras de mesure, donc juste avant le cube polarisant CPR de l'interféromètre, un second cube polarisant CNPI permet de dévier le faisceau de retour vers une caméra d'imagerie IMG disposant de ses propres moyens de focalisation LI de l'image. Sur cette voie, une image directe de la zone rétinienne visée sera observable. On peut en particulier agencer le bras de mesure et cette voie additionnelle de sorte qu'ils procurent un champ d'observation plus large que le mode interférométrique, dont le champ est limité en particulier par la technique de mesure de contraste interférométrique en elle-même.

Un dispositif de visée selon l'invention, collaboratif ou actif, est installé en amont de l'ensemble. Ce système de visée, qui comprend une mire active MAM, présente au sujet l'image d'un point lumineux s'écartant périodiquement de l'axe de visée recherché. Le patient est alors invité à suivre tous les mouvements de cette image. Chaque fois que l'image revient sur l'axe, et après un temps de latence ajustable, une série de mesures interférométriques est réalisée. Le déplacement périodique du regard permet d'obtenir du patient une meilleure capacité de fixation quand il vise l'axe recherché. L'amplitude et la fréquence sont adaptables au sujet et aux mesures entreprises. Pour des raisons de commodité, la mire peut être réalisée avec un simple ordinateur de bureau sur lequel un point lumineux est affiché et déplacé. La mire active MAM, l'optique adaptative, la source S et la prise d'image sont synchronisées.

La mire active peut être réalisée sur l'écran d'un ordinateur ou d'un moniteur connecté à un système de commande (non représenté) du dispositif de visée, comme l'illustrent les figures 2A et 2B. Dans ce mode de réalisation, une interface graphique utilisateur IA ou IB comprend par exemple une première fenêtre F1 de gestion d'un spot, une seconde fenêtre F2 de prise d'image en rafale, et une cible mobile CA ou CB sur une zone de l'écran. Cette cible mobile peut être réalisée par exemple sous la forme d'une cible de représentation conventionnelle constituée d'un ensemble de cercles concentriques et d'une croix de visée au centre de ces cercles (Figure 2A), ou bien encore sous la forme d'un curseur gradué et d'une croix de visée superposée (Figure 2B)



Dans l'exemple illustré en figure 3, le système est agencé pour que la cible de la mire active MAM soit visible par les deux yeux OD1 et OG1 du sujet à examiner. Une visée avec les deux yeux peut en effet permettre d'améliorer les performances de fixations ou de stabilité, et faciliter l'examen. Dans cet exemple, l'image de la mire est introduite dans le trajet optique entre la source de référence SLD et l'œil examiné par une séparatrice BST3.

Cette séparatrice peut être choisie dichroïque de manière à réfléchir 50% de toute la lumière venant de la mire MAM vers l'œil examiné OEX, et transmettre les 50% restant vers l'autre œil OV1 ou OV2 pour permettre une visée des deux yeux. La séparatrice dichroïque BST3 transmet alors toute la lumière de la source de référence SLD vers l'œil examiné OEX, en profitant d'une différence de spectre entre la source de référence SLD (830 nm) et la mire MAM (800 nm). Une lame séparatrice 50/50 totalement neutre spectralement convient également, mais 50% de la lumière de la SLD est alors envoyé vers l'œil qui n'est pas étudié. Un filtre peut permettre d'éliminer cette image si elle est jugée gênante par le sujet.

De façon à pouvoir examiner n'importe lequel des deux yeux tout en assurant une visée des deux yeux, le système présente un emplacement central d'examen OEX, ainsi que deux emplacements de visée OV1 et OV2 répartis des deux côtés de cet emplacement d'examen OEX.

Lorsque l'œil gauche est à l'emplacement central pour être examiné, l'œil droit reçoit l'image de la mire MAM dans son emplacement de visée OV1 par des moyens de renvoi escamotables, par exemples deux miroirs MT1 et MT2. Lorsque c'est l'œil droit qui est à l'emplacement d'examen OEX, les moyens de renvoi peuvent être escamotés ou annulés et l'image de la mire MAM parvient à l'œil gauche dans son emplacement de visée OV2.

Ainsi qu'illustré en figure 3, le système peut également comprendre, ou collaborer avec, des moyens de suivi IRIS des mouvements de l'œil à examiner, collaborant avec le dispositif de tomographie. Il peut s'agir par exemple d'une caméra avec reconnaissance d'image réalisant un suivi ou « tracking », par exemple de la rétine ou de pupille ou des bords de l'iris, de façon à détecter et évaluer les mouvements de l'œil.

La connaissance des mouvements de l'œil permet alors au système de s'adapter aux déplacements de la zone à examiner, par exemple en coordonnant et les réglages et les prises de vue avec les différentes positions détectées ou prévues de cette zone à examiner, ou en permettant  
5 une optimisation spatiale et/ou temporelle de l'optique adaptative. Il est possible par exemple de profiter des périodes naturelles de stabilisation de la pupille ou de la rétine pour réaliser tout ou partie des réglages ou des mesures souhaités.

L'image de l'œil examiné parvient aux moyens de suivi de l'œil IRIS  
10 par une séparatrice BST2 insérée dans le trajet optique, par exemple entre l'œil et la source de référence SLD. De façon avantageuse, par exemple pour ne pas gêner le sujet, cette séparatrice BST2 est dichroïque et le suivi des mouvements de l'œil se fait en lumière non visible, par exemple infrarouge.

15 Les moyens de suivi IRIS peuvent comprendre par exemple un dispositif de mesure des déplacements oculaires, comme ceux développés par la société Métrovision.

L'invention peut en particulier être mise en oeuvre pour réaliser ou compléter un dispositif d'imagerie rétinienne, ou de topographie cornéenne,  
20 ou de mesure d'un film de larmes.

Bien sûr, l'invention n'est pas limitée aux exemples qui viennent d'être décrits et de nombreux aménagements peuvent être apportés à ces exemples sans sortir du cadre de l'invention.

REVENDICATIONS

- 5      **1.** Dispositif de visée pour un examen de l'œil d'un sujet, comprenant au moins une cible mobile (CA, CB) présentant une forme ou une trajectoire programmable, ladite cible étant affichée sur des moyens de visualisation et visible d'au moins un œil dudit sujet, pendant la durée de l'examen.
- 10      **2.** Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend en outre des moyens pour déplacer la ou les cible(s) de manière à alterner des intervalles de fixation sur une position donnée avec des intervalles dits de repos sur une ou plusieurs autres positions.
- 15      **3.** Dispositif selon la revendication 2, caractérisé en ce qu'il comprend en outre des moyens pour ajuster la durée des intervalles de fixation.
- 20      **4.** Dispositif selon la revendication 3, caractérisé en ce qu'il comprend en outre des moyens pour ajuster la diversité des positions de repos.
- 25      **5.** Dispositif selon l'une des revendications 3 ou 4, caractérisé en ce qu'il comprend en outre des moyens pour ajuster la durée des positions de repos.
- 30      **6.** Dispositif selon l'une des revendications 3 à 5, caractérisé en ce qu'il comprend en outre des moyens pour commander un mouvement continu d'une cible mobile.
- 35      **7.** Procédé de visée pour un examen de l'œil d'un sujet, mis en œuvre dans un dispositif selon l'une des revendications précédentes, comprenant un affichage sur des moyens de visualisation, pendant la durée de l'examen, d'au moins une cible mobile (CA, CB) présentant une forme et une trajectoire programmables et visible d'au moins un œil dudit sujet.
- 40      **8.** Procédé selon la revendication 7, caractérisé en ce qu'il comprend en outre un déplacement de la ou des cible(s) de manière à alterner des

intervalles de fixation sur une position donnée avec des intervalles dits de repos sur une ou plusieurs autres positions.

5     **9.** Procédé selon la revendication 8, caractérisé en ce qu'il comprend en outre un ajustement de la durée des intervalles de fixation.

**10.** Procédé selon l'une des revendications 8 ou 9, caractérisé en qu'il comprend en outre un ajustement de la diversité des positions de repos.

10    **11.** Procédé selon la revendication 7, caractérisé en ce qu'il comprend en outre une commande d'un mouvement continu d'une cible mobile.

**12.** Procédé selon l'une des revendications 1 à 11, caractérisé en ce qu'il comprend en outre un suivi des mouvements de l'œil à examiner.

15

**13.** Procédé selon l'une des revendications 1 à 12, caractérisé en ce que le suivi des mouvements de l'œil à examiner se fait par imagerie utilisant un spectre non visible.

20    **14.** Système d'examen de l'œil par tomographie in vivo, comprenant :

- un interféromètre de Michelson, réalisant un montage de tomographie optique cohérente OCT plein champ,

25    - des moyens d'optique adaptative, disposés entre l'interféromètre et un œil à examiner, réalisant une correction des fronts d'onde en provenance de l'œil mais aussi à destination de l'œil, et

- des moyens de détection, disposé en aval de l'interféromètre, permettant sans modulation ni détection synchrone, de réaliser la mesure interférométrique selon le principe de l'OCT,

30    caractérisé en ce qu'il comprend en outre un dispositif de visée comprenant au moins une cible mobile présentant une forme et une trajectoire programmable, ladite cible étant affichée sur des moyens de visualisation et visible d'au moins un des yeux dudit patient, pendant la durée de l'examen.

- 15.** Système selon la revendication 14, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens (IRIS) de suivi des mouvements de l'œil à examiner (OEX), collaborant avec le dispositif de tomographie.
- 5    **16.** Système selon l'une des revendications 14 ou 15, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens pour faire parvenir l'image de la cible aux deux yeux (OV1, OEX) du sujet à examiner.
- 10   **17.** Système selon l'une des revendications 14 à 16, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens pour faire parvenir l'image de la cible à l'œil non examiné du sujet sélectivement d'un côté (OV1) ou de l'autre (OV2) de l'œil examiné (OEX).

**REVENDEICATIONS MODIFIEES**

[reçues par le Bureau international le 10 août 2005 (10.08.05);  
revendications originales 1-17 remplacées par les revendications modifiées 1-18; les revendications 1, 7, 12 et  
14 ont été modifiées; la revendication 15 a été ajoutée; les revendications 15 à 17 sont remplacées par les  
revendications modifiées 16 à 18;]

1. Dispositif de visée pour un examen par tomographie *in vivo* de l'œil d'un sujet, comprenant au moins une cible mobile (CA, CB) présentant une forme programmable ou  
5 une trajectoire programmable, ladite cible étant affichée sur des moyens de visualisation et visible d'au moins un œil dudit sujet, pendant la durée de l'examen.
2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend en outre des moyens pour déplacer la ou les cible(s) de manière à alterner des intervalles de fixation  
10 sur une position donnée avec des intervalles dits de repos sur une ou plusieurs autres positions.
3. Dispositif selon la revendication 2, caractérisé en ce qu'il comprend en outre des moyens pour ajuster la durée des intervalles de fixation.  
15
4. Dispositif selon la revendication 3, caractérisé en ce qu'il comprend en outre des moyens pour ajuster la diversité des positions de repos.
5. Dispositif selon l'une des revendications 3 ou 4, caractérisé en ce qu'il comprend en  
20 outre des moyens pour ajuster la durée des positions de repos.
6. Dispositif selon l'une des revendications 3 à 5, caractérisé en ce qu'il comprend en outre des moyens pour commander un mouvement continu d'une cible mobile.
- 25 7. Procédé de visée pour un examen par tomographie *in vivo* de l'œil d'un sujet, mis en œuvre dans un dispositif selon l'une des revendications précédentes, comprenant un affichage sur des moyens de visualisation, pendant la durée de l'examen, d'au moins une cible mobile (CA, CB) présentant une forme programmable ou une trajectoire  
programmables et visible d'au moins un œil dudit sujet.  
30
8. Procédé selon la revendication 7, caractérisé en ce qu'il comprend en outre un déplacement de la ou des cible(s) de manière à alterner des intervalles de fixation sur une position donnée avec des intervalles dits de repos sur une ou plusieurs autres positions.

9. Procédé selon la revendication 8, caractérisé en ce qu'il comprend en outre un ajustement de la durée des intervalles de fixation.

10. Procédé selon l'une des revendications 8 ou 9, caractérisé en qu'il comprend en outre  
5 un ajustement de la diversité des positions de repos.

11. Procédé selon la revendication 7, caractérisé en ce qu'il comprend en outre une commande d'un mouvement continu d'une cible mobile.

10 12. Procédé selon l'une des revendications 1 à 11, caractérisé en ce qu'il comprend en outre un suivi des mouvements de l'œil à examiner.

13. Procédé selon l'une des revendications 1 à 12, caractérisé en ce que le suivi des mouvements de l'œil à examiner se fait par imagerie utilisant un spectre non visible.

15

14. Système d'examen de l'œil par tomographie *in vivo*, comprenant un dispositif de tomographie incluant :

- un interféromètre de Michelson, réalisant un montage de tomographie optique cohérente OCT plein champ,

20 - des moyens d'optique adaptative, disposés entre l'interféromètre et un œil à examiner, réalisant une correction des fronts d'onde en provenance de l'œil mais aussi à destination de l'œil, et

- des moyens de détection, disposé en aval de l'interféromètre, permettant sans modulation ni détection synchrone, de réaliser la mesure interférométrique selon le  
25 principe de l'OCT,

le système comprenant en outre un dispositif de visée comprenant au moins une cible mobile présentant une forme programmable ou une trajectoire programmable, ladite cible étant affichée sur des moyens de visualisation et visible d'au moins un des yeux dudit patient, pendant la durée de l'examen.

30

15. Système selon la revendication 14, caractérisé en ce que le dispositif de visée et le dispositif de tomographie collaborent en utilisant la connaissance *a priori* de la trajectoire ou de la forme de la cible pour recalibrer les images de l'œil obtenues en fonction de ladite trajectoire.

16. Système selon l'une des revendications 14 ou 15, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens (IRIS) de suivi des mouvements de l'œil à examiner (OEX), collaborant avec le dispositif de tomographie.

5

17. Système selon l'une des revendications 14 à 16, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens pour faire parvenir l'image de la cible aux deux yeux (OV1, OEX) du sujet à examiner.

10 18. Système selon l'une des revendications 14 à 17, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens pour faire parvenir l'image de la cible à l'œil non examiné du sujet sélectivement d'un côté (OV1) ou de l'autre (OV2) de l'œil examiné (OEX).



DECLARATION SELON L'ARTICLE 19.1
----------------------------------

Comme prévu à l'article 19.1 du PCT, un nouveau jeu de revendications modifiées est déposé en réponse au Rapport de Recherche International transmis le 10 juin 2005.

En particulier, certaines différences par rapport aux documents cités au Rapport de Recherche Internationale sont soulignées ci-dessous, qui concourent à la nouveauté et l'activité inventive des caractéristiques énoncées par les nouvelles revendications.

### **Invention**

Les revendications 1 et 7 définissent un dispositif et procédé de visée comprenant une cible mobile programmable présentée à un sujet pour réaliser un examen de l'œil par tomographie OCT (Optical Cohérence Tomography) in vivo. Il s'agit d'un examen extrêmement détaillé à très faible échelle, nécessitant donc une certaine stabilité de l'œil à examiner, par exemple par rapport à ses tendances naturelles à effectuer des mouvements angulaires.

L'invention utilise une cible mobile à fixer par le patient pour obtenir un déplacement de l'œil, qui procure une meilleure stabilité sur de très petites périodes de temps.

De plus, le fait de connaître à l'avance la trajectoire de la cible permet de prévoir le déplacement de l'oeil et donc d'adapter la prise de vue à ce déplacement.

### **Documents cités au Rapport de Recherche Internationale**

Le document US 3 836 238 (Munnerlyn C et al), ici mentionné comme D1, est cité à l'encontre des revendications 1, 2, et 7.

Ce document décrit un dispositif destiné à provoquer une désaccomodation de l'œil d'un patient, au cours d'un examen par un autre appareil. Ce document n'enseigne pas l'utilisation d'une cible mobile dans le cadre d'une technique d'examen à une échelle aussi précise ou présentant des contraintes similaires. De plus, ce document enseigne l'utilisation

d'une cible matérielle, donc de forme fixe et non programmable.

De plus, le document D1 ne recherche pas à obtenir un mouvement angulaire de l'œil à examiner, mais une variation de ses réglages internes, tout en gardant la même position angulaire. Ainsi, ce document enseigne une cible matérielle mobile en translation sur un axe menant à l'œil examiné, et sans déplacement angulaire par rapport à cet œil.

Par rapport à D1, les revendications 1 et 7 décrivent donc des caractéristiques nouvelles dans un but différent.

Le document US 5 565 949 (Kasha Jr John R), ici mentionné comme D2, est cité à l'encontre des revendications 1, 2, 4, 7, 8, 10, et 11 de la demande.

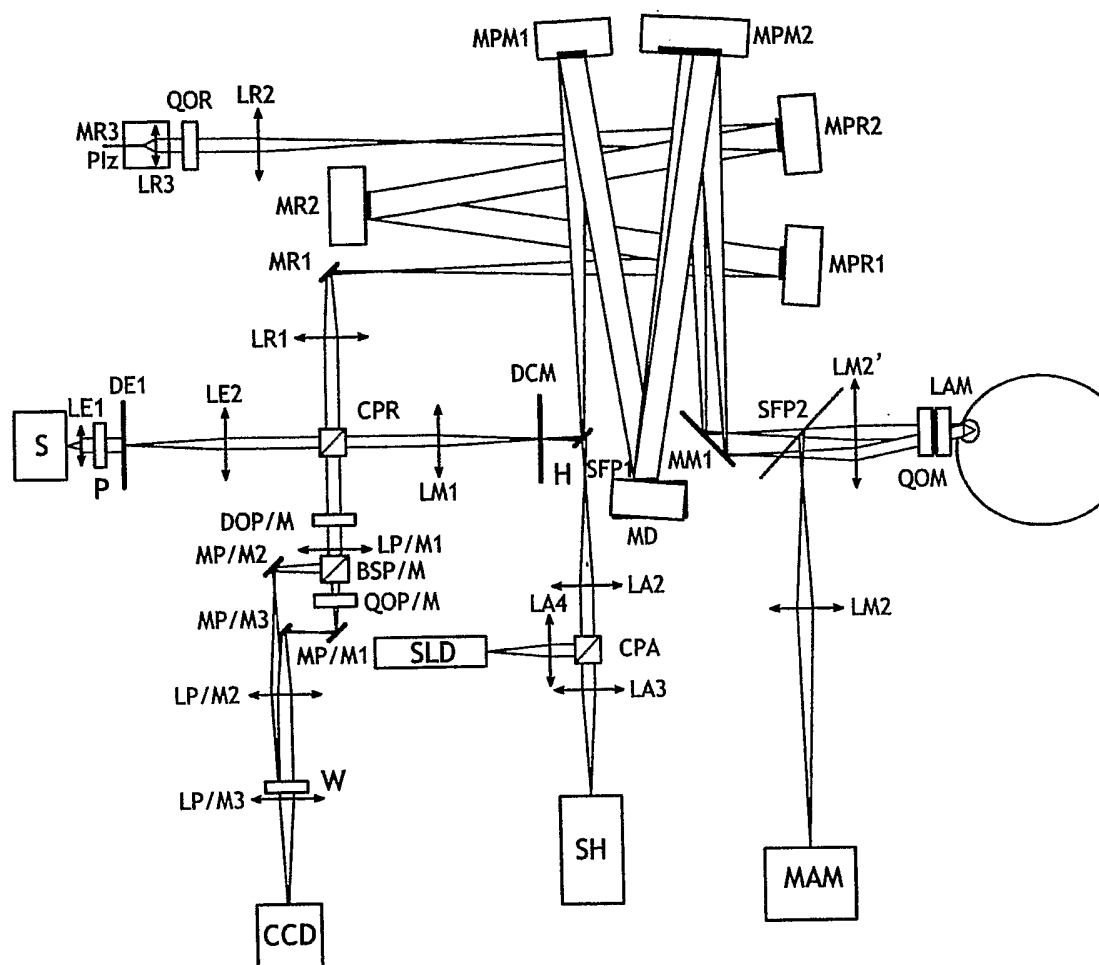
Ce document décrit un dispositif de contrôle du périmètre du champ visuel, utilisant un écran d'ordinateur pour afficher un curseur que doit fixer le patient en même temps qu'une cible mobile et de forme variable. Cet examen utilise une interaction avec le patient pour déterminer les limites du périmètres visuel.

Le patient doit fixer le curseur et signaler par un clic de souris chaque fois qu'il voit la cible changer de forme. Un changement de forme non signalé par le patient signifie alors que la cible est en dehors du champ visuel centré sur le curseur de fixation. Ce document n'enseigne pas l'utilisation d'une cible mobile dans le cadre d'un examen de l'œil lui-même mais pour réaliser un test fonctionnel de la vision du patient.

Ce test est basé sur la fixation d'une cible immobile, et non sur la fixation de la cible mobile. Cet enseignement ne recherche pas à obtenir un mouvement, mais recherche au contraire à obtenir une immobilité de l'œil.

Par rapport à D2, les revendications 1 et 7 décrivent donc des caractéristiques nouvelles dans un but différent.

1/3

FIG.1

2/3

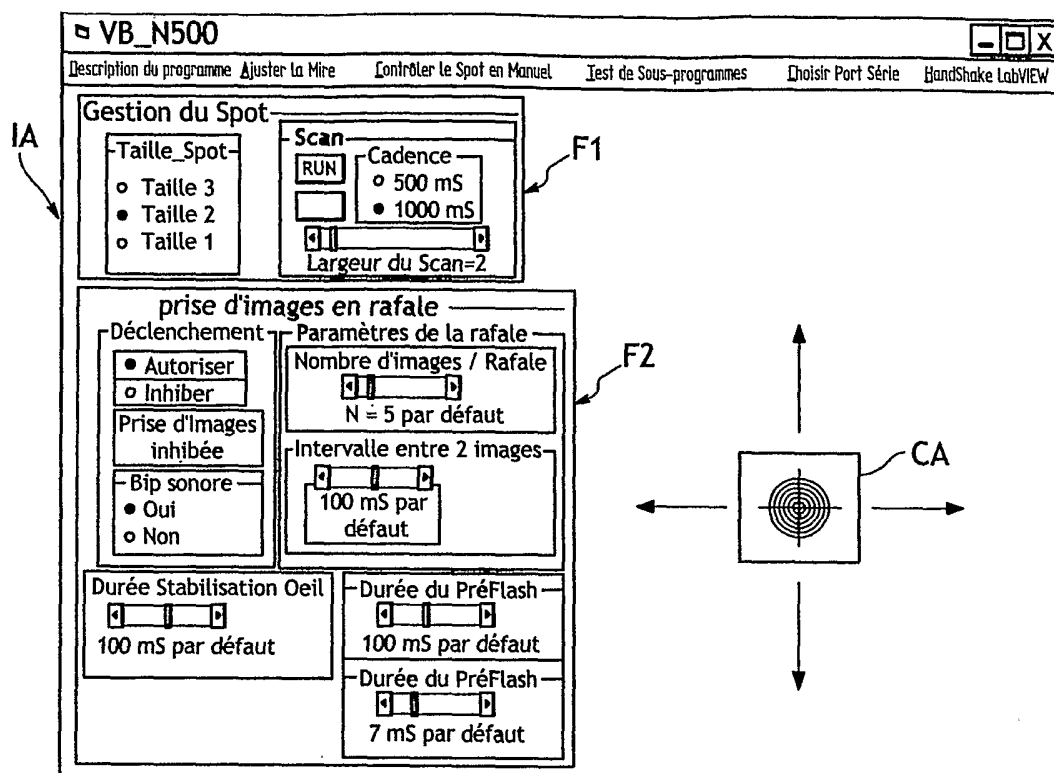


FIG.2A

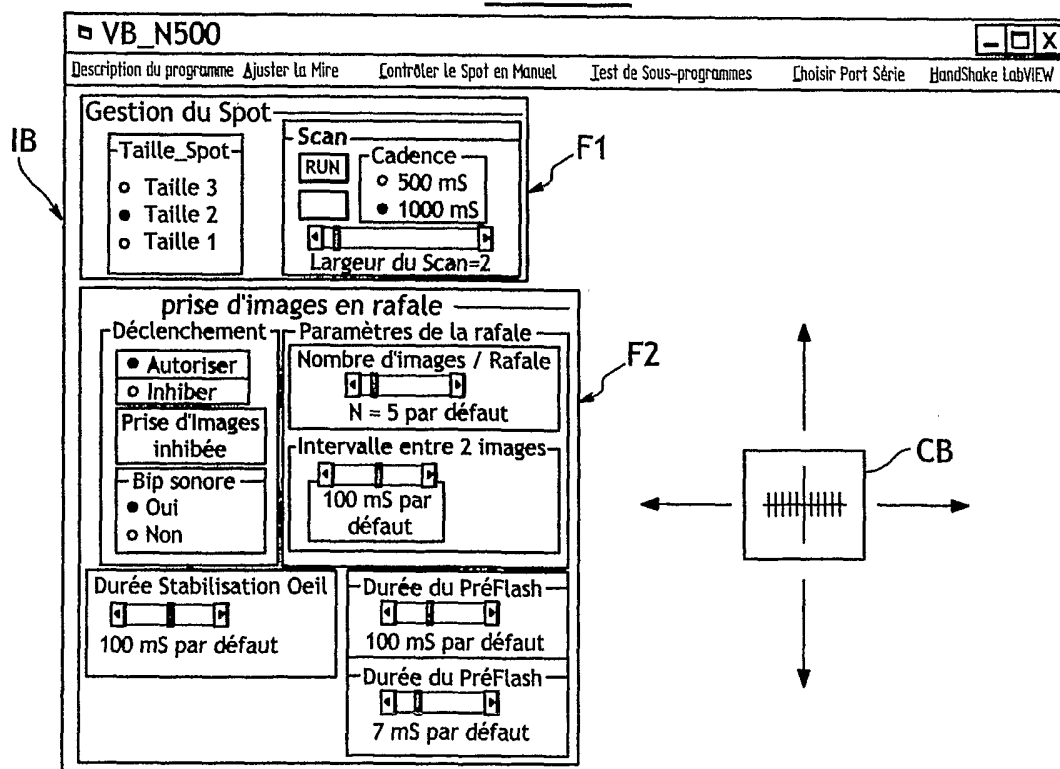
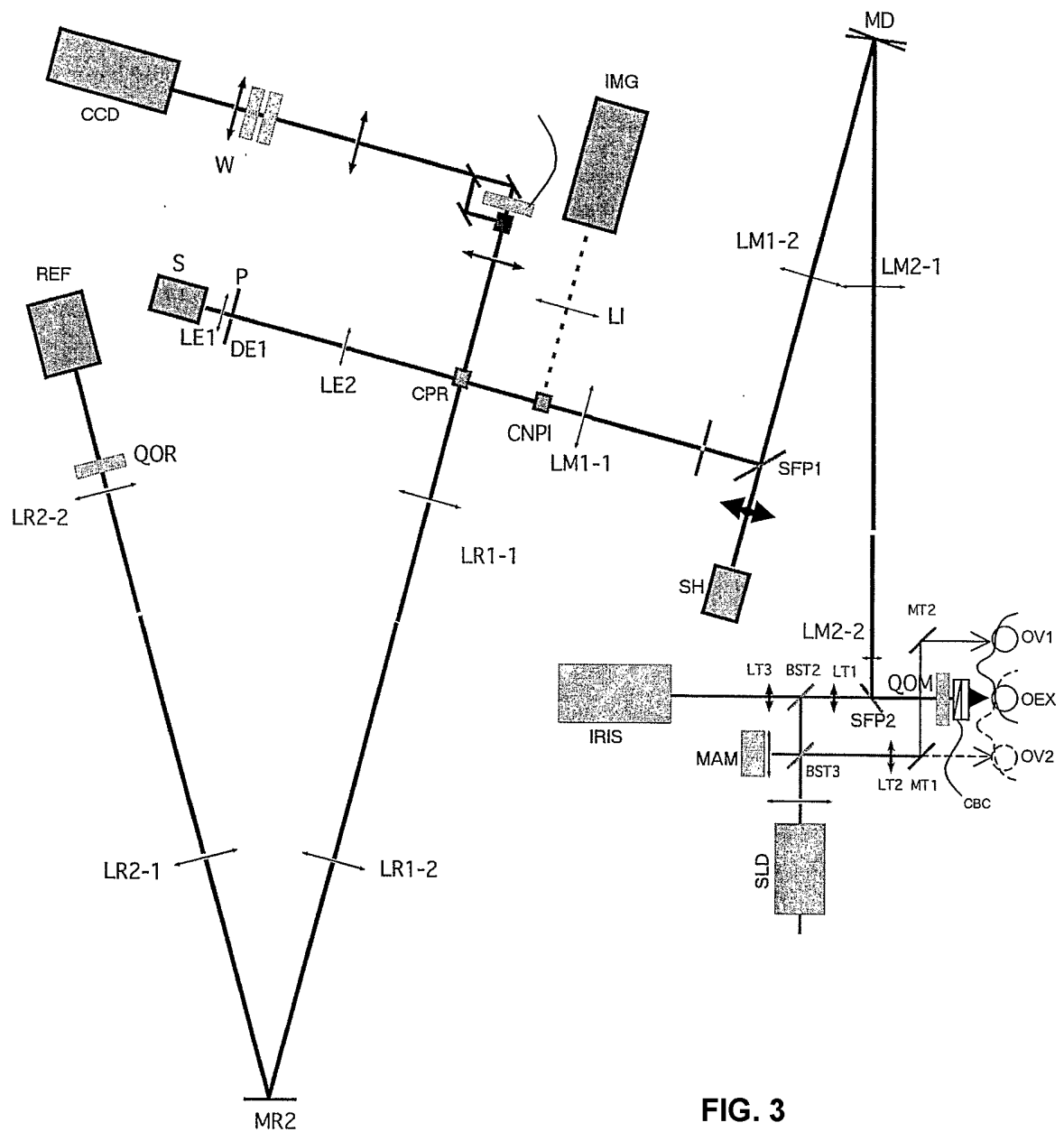


FIG.2B



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/FR2005/000133

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
IPC 7 A61B3/00

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

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
IPC 7 A61B

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

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

EPO-Internal, PAJ, WPI Data

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	US 3 836 238 A (MUNNERLYN C ET AL) 17 September 1974 (1974-09-17) column 3, line 50 - column 4, line 47 -----	1,2,7 14
X A	US 5 565 949 A (KASHA JR JOHN R) 15 October 1996 (1996-10-15) column 1, line 15 - line 17 column 4, line 25 - line 30 column 4, line 50 - line 56 column 5, line 7 - column 6, line 6 column 6, line 32 - line 67 column 7, line 41 - line 45 -----	1,2,4,7, 8,10,11 14

☐ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

° Special categories of cited documents :

- \*A\* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- \*E\* earlier document but published on or after the international filing date
- \*L\* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- \*O\* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- \*P\* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- \*T\* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- \*X\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- \*Y\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- \*Z\* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

3 June 2005

Date of mailing of the international search report

10/06/2005

Name and mailing address of the ISA

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

Authorized officer

Martelli, L

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No  
PCT/FR2005/000133

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 3836238	A	17-09-1974	DE 2422553 A1
			28-11-1974
			FR 2228460 A1
			06-12-1974
			GB 1460946 A
			06-01-1977
			JP 941544 C
			20-02-1979
			JP 52011692 A
			28-01-1977
			JP 53017837 B
			10-06-1978
US 5565949	A	15-10-1996	NONE

# RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Den Internationale No  
PCT/FR2005/000133

<b>A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE</b> CIB 7 A61B3/00		
Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB		
<b>B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE</b> Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement) CIB 7 A61B		
Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche		
Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si réalisable, termes de recherche utilisés) EPO-Internal, PAJ, WPI Data		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS</b>		
Catégorie °	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
X	US 3 836 238 A (MUNNERLYN C ET AL) 17 septembre 1974 (1974-09-17)	1,2,7
A	colonne 3, ligne 50 - colonne 4, ligne 47 -----	14
X	US 5 565 949 A (KASHA JR JOHN R) 15 octobre 1996 (1996-10-15)	1,2,4,7, 8,10,11
A	colonne 1, ligne 15 - ligne 17 colonne 4, ligne 25 - ligne 30 colonne 4, ligne 50 - ligne 56 colonne 5, ligne 7 - colonne 6, ligne 6 colonne 6, ligne 32 - ligne 67 colonne 7, ligne 41 - ligne 45 -----	14
<div style="display: flex; justify-content: space-between; align-items: center;"> <div style="display: flex; align-items: center;"> <input type="checkbox"/> Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents         </div> <div style="display: flex; align-items: center;"> <input checked="" type="checkbox"/> Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe         </div> </div>		
° Catégories spéciales de documents cités:		
<div style="display: flex; justify-content: space-between;"> <div style="width: 45%;"> <p>*A* document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent</p> <p>*E* document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date</p> <p>*L* document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)</p> <p>*O* document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens</p> <p>*P* document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée</p> </div> <div style="width: 45%;"> <p>*T* document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention</p> <p>*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</p> <p>*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</p> <p>*Z* document qui fait partie de la même famille de brevets</p> </div> </div>		
Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée  <div style="text-align: center; font-weight: bold;">3 juin 2005</div>	Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale  <div style="text-align: center; font-weight: bold;">10/06/2005</div>	
Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Fonctionnaire autorisé  <div style="text-align: center; font-weight: bold;">Martelli, L</div>	



# RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs ..... membres de familles de brevets

Den e Internationale No

PC 1/FR2005/000133

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 3836238	A	17-09-1974	DE 2422553 A1	28-11-1974
			FR 2228460 A1	06-12-1974
			GB 1460946 A	06-01-1977
			JP 941544 C	20-02-1979
			JP 52011692 A	28-01-1977
			JP 53017837 B	10-06-1978
<hr/>				
US 5565949	A	15-10-1996	AUCUN	
<hr/>				