

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

(19) Organisation Mondiale de la
Propriété Intellectuelle
Bureau international



(10) Numéro de publication internationale
WO 2013/093279 A1

(43) Date de la publication internationale
27 juin 2013 (27.06.2013)

W I P O I P C T

- (51) Classification internationale des brevets :
A61B 3/028 (2006.01) G02C 7/06 (2006.01)
A61B 3/036 (2006.01) A61B 3/00 (2006.01)
A61B 3/103 (2006.01)
- (21) Numéro de la demande internationale :
PCT/FR20 12/052821
- (22) Date de dépôt international :
6 décembre 2012 (06.12.2012)
- (25) Langue de dépôt : français
- (26) Langue de publication : français
- (30) Données relatives à la priorité :
FR1 104036 22 décembre 2011 (22.12.2011) FR
- (71) Déposant : **ESSILOR INTERNATIONAL (COMPAGNIE GÉNÉRALE D'OPTIQUE)** [FR/FR]; 147 rue de Paris, F-94220 Charenton le Pont (FR).
- (72) Inventeurs : **BARANTON, Konogan**; 147 rue de Paris, Essilor International, F-94220 Charenton-le-Pont (FR).
ESCALIER, Guilhem; 147 rue de Paris, Essilor International, F-94220 Charenton-le-Pont (FR).
- (74) Mandataire : **CHAUVIN, Vincent**; Coralys, 14-16 rue Ballu, F-75009 Paris (FR).

- (81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), européen (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Publiée :

— avec rapport de recherche internationale (Art. 21(3))

(54) Title : DEVICE FOR DETERMINING AT LEAST ONE SIGHT PARAMETER OF A SUBJECT IN A PLURALITY OF VIEWING DIRECTIONS

(54) Titre : DISPOSITIF DE DÉTERMINATION D'AU MOINS UN PARAMÈTRE DE VISION D'UN SUJET SUIVANT UNE PLURALITÉ DE DIRECTIONS DE VISÉE

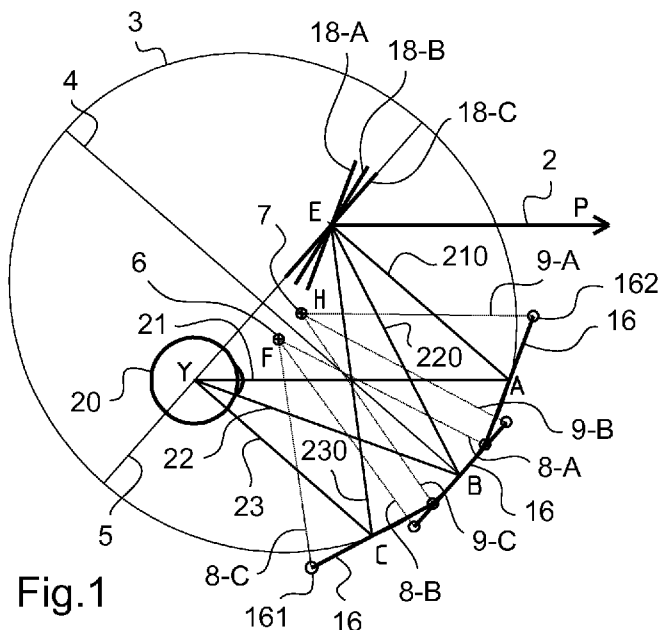


Fig.1

(57) Abstract : The invention relates to a device for determining at least one sight parameter of a subject, comprising stimulation means for stimulating the sight of the subject in a predetermined viewing direction, and means for ophthalmological measurement of at least one sight parameter of a subject, said means for ophthalmological measurement having at most one optical measurement axis for each eye. According to the invention, the device comprises at least one optical conjugation System, which is arranged between said ophthalmological measurement apparatus and the right eye and/or left eye of a subject to be measured, and a System for alignment of said optical conjugation System, in such a way as to optically conjugate a point Y and a point E, the point Y being intended to coincide with the optical centre of rotation of the eye concerned, the point E being a point situated on said optical measurement axis, and in such a way as to align the image of said optical measurement axis with the ocular axis of the right or left eye of the subject in a plurality of viewing directions.

(57) Abrégé :

[Suite sur la page suivante]

WO 2013/093279 A1

L'invention concerne un dispositif de détermination d'au moins un paramètre de vision d'un sujet comprenant des moyens de stimulation aptes à stimuler la vision du sujet suivant une direction prédéterminée de visée et des moyens de mesure ophtalmologique d'au moins un paramètre de vision d'un sujet, lesdits moyens de mesure ophtalmologique ayant au plus un axe optique de mesure pour chaque œil. Selon l'invention, le dispositif comprend au moins un système de conjugaison optique disposé entre ledit appareil de mesure ophtalmologique et l'œil droit et/ou l'œil gauche d'un sujet à mesurer et un système d'alignement dudit système de conjugaison optique, de manière à conjuguer optiquement un point Y et un point E, le point Y étant destiné à être confondu avec le centre de rotation optique de l'œil concerné, le point E étant un point situé sur ledit axe optique de mesure, et de manière à aligner l'image dudit axe optique de mesure avec l'axe oculaire droit ou gauche du sujet suivant une pluralité de directions de visée.

DISPOSITIF DE DÉTERMINATION D'AU MOINS UN PARAMÈTRE DE VISION D'UN SUJET
SUIVANT UNE PLURALITE DE DIRECTIONS DE VISEE

DOMAINE TECHNIQUE AUQUEL SE RAPPORTE L'INVENTION

5 La présente invention concerne de manière générale le domaine des dispositifs et procédés d'optométrie. Plus particulièrement, l'invention concerne un appareil d'optométrie pour déterminer les différentes valeurs de la prescription d'une lentille de lunettes de compensation visuelle multifocale ou progressive, ou de lunettes destinées à la compensation en vision de près (readers), liées à la
10 mesure de la réfraction oculaire différenciée d'une pluralité de regards et en particulier en vision de loin et en vision de près. Ces mesures sont destinées à être exploitées pour la conception optique et la fabrication des faces de réfraction d'une lentille compensatrice de lunettes multifocale ou progressive, ou destinées à la compensation en vision de près (y compris lunettes de type readers, lunettes
15 pré-montées), que ce soit des verres passifs ou de puissances optiques variables par commande électronique.

ARRIERE-PLAN TECHNOLOGIQUE

Depuis une cinquantaine d'années, les lentilles compensatrices de lunettes multifocales et progressives ont connu un essor considérable. Une lentille
20 compensatrice multi-focale présente au moins deux puissances compensatrices distinctes pour deux zones de la lentille compensatrice correspondant à deux distances de vision. Une lentille compensatrice progressive présente une puissance variable sur la surface de la lentille, allant, par exemple dans le cas d'une compensation de presbytie, d'une zone où la compensation sphérique est
25 faible pour la vision de loin (VL) à une zone où la compensation sphérique est plus forte pour la vision de près (VP). Une lentille compensatrice progressive présente généralement une compensation moyenne pour une distance de vision intermédiaire entre la vision de loin et la vision de près. Les lentilles compensatrices de lunettes multifocales ou progressives permettent au sujet de
30 bénéficier d'une compensation de puissance optique adaptée pour différentes distances de vision sans changer de lunettes. Afin de déterminer les paramètres d'une lentille compensatrice multi-focale ou d'une lentille compensatrice progressive, il existe des appareils d'optométrie monoculaires ou binoculaires pour mesurer la compensation optique à apporter en vision de près et en vision de loin.

Un appareil d'optométhe basé sur la mesure de la réflexion et/ou réfraction d'un faisceau lumineux par un œil permet ainsi de mesurer la compensation de puissance (ou sphère) différenciée VLA/P c'est-à-dire la compensation à apporter à l'œil mesuré en vision de près et en vision de loin. Une lentille compensatrice
5 multi-focale ou progressive peut corriger non seulement un défaut de puissance optique mais aussi d'autres défauts de vision et en particulier l'astigmatisme. Basés sur le même principe de mesure de réflexion et/ou réfraction oculaire, certains appareils d'optométhe permettent de mesurer les paramètres de compensation d'astigmatisme (cylindre et axe) et/ou les paramètres de
10 compensation d'ordre supérieur (cf. norme ISO 24157 :2008 qui spécifie les méthodes normalisées permettant de consigner les aberrations de l'œil humain).

Actuellement les mesures de réflexion et/ou réfraction oculaire différenciées VLA/P se font uniquement de façon manuelle. Un optométriste utilise une lunette d'essai pour déterminer les différentes valeurs de la prescription des
15 lentilles compensatrices.

Dans les appareils classiques d'optométhe, un système optique intercalé sur l'axe oculaire adapte la puissance optique pour modifier la distance d'accommodation visuelle sur une cible, la ligne de visée du regard restant horizontale.

20 Dans les études actuelles sur la mesure de réfraction différenciée (VLA/P), nous sommes confrontés au problème de mesurer la réfraction en vision de près tout en suivant l'abaissement physiologique du regard qui accompagne cette vision. Le document de brevet EP1882444 décrit une méthode et un dispositif pour mesurer les caractéristiques visuelles d'un œil selon différentes
25 directions du regard, dans lequel un aberromètre est placé sur un support mobile en rotation de manière à incliner l'axe de mesure pour l'aligner suivant une direction du regard abaissé. Cependant, si l'on souhaite utiliser un appareil commercial actuel dans une direction naturelle d'abaissement ou d'élévation du regard, une difficulté technique apparaît (impossibilité dans certains cas) pour
30 positionner la voie de mesure dans l'axe de regard naturel du sujet. On se trouve en effet confronté à des collisions entre la tête et l'appareil de mesure. D'autre part les éléments mécaniques des systèmes existants, en particulier les platines en translation pour le centrage, sont conçus pour fonctionner sur un plan horizontal.

Il n'existe pas actuellement d'appareil d'optométrie, de type auto-

réfracteur ou aberromètre, permettant d'étudier le phénomène de réfraction différenciée en vision de loin et en vision de près suivant différentes directions d'un axe oculaire ou suivant différentes directions du regard.

OBJET DE L'INVENTION

5 On cherche à améliorer la précision des mesures ophtalmologiques différenciées en fonction de la distance de vision du sujet et de la direction de visée monoculaire ou binoculaire du sujet, pour améliorer la compensation différenciée apportée selon les conditions de vision d'un sujet de lentilles compensatrices de lunettes multifocales ou progressives. En particulier, on
10 cherche à effectuer des mesures d'astigmatisme différenciées en VL/VP. A titre complémentaire, on cherche à effectuer des mesures d'aberrations d'ordre supérieur également différenciées selon que le sujet soit en VL/VP.

Un des buts de l'invention est de fournir un dispositif et une méthode d'optométrie pour effectuer une mesure (objective ou subjective) d'au moins un
15 paramètre de vision différencié VL/VP d'un sujet en fonction de la direction de visée monoculaire ou binoculaire.

L'invention vise à proposer un dispositif d'optométrie pour mesurer au moins un paramètre de vision suivant différentes directions de visée monoculaire ou binoculaire d'un sujet.

20 Afin de remédier à l'inconvénient précité de l'état de la technique, la présente invention propose un dispositif de détermination d'au moins un paramètre de vision d'un sujet suivant une pluralité de directions de visée monoculaire ou binoculaire du sujet, ledit dispositif comprenant un appareil de mesure ophtalmologique monoculaire ou binoculaire, comprenant des moyens de
25 mesure ophtalmologique du paramètre de vision à déterminer aptes à émettre un faisceau optique d'éclairage et à recevoir un faisceau optique de mesure suivant au moins un axe optique de mesure aligné avec une direction prédéterminée de visée de l'œil concerné, des moyens de stimulation visuelle aptes à générer un faisceau optique de stimulation suivant un axe optique de stimulation aligné avec
30 ladite direction prédéterminée de visée de l'œil concerné, et des moyens de support de tête aptes à recevoir la tête d'un sujet et à la maintenir dans une posture déterminée.

Plus particulièrement, étant définie une ellipse ayant un premier foyer sur ledit axe optique de mesure et un deuxième foyer, on propose selon l'invention un

dispositif comprenant au moins un système d'alignement optique disposé entre les moyens de mesure ophtalmologique et l'œil concerné, ledit système d'alignement optique étant apte à réfléchir lesdits faisceaux optiques d'éclairage et de mesure entre les foyers de l'ellipse. Selon l'invention, le dispositif comporte en outre des

5 moyens de réglage aptes à modifier la position relative dudit système d'alignement optique par rapport aux moyens de support de tête de manière à amener le deuxième foyer au voisinage du centre de rotation de l'œil concerné du sujet. Selon l'invention, ledit système d'alignement optique comprend des premiers

10 moyens optiques réfléchissants et des seconds moyens optiques réfléchissants, lesdits premiers moyens optiques réfléchissants étant tangents à ladite ellipse en un premier point sur une première direction de visée et en au moins un autre point sur au moins une autre direction de visée de l'œil concerné, et lesdits seconds moyens optiques réfléchissants étant montés mobiles en rotation autour du premier foyer entre une première position dans laquelle le système d'alignement

15 optique aligne ladite première direction de visée avec l'axe optique de mesure et au moins une autre position dans laquelle le système d'alignement optique aligne ladite au moins une autre direction de visée de l'œil concerné avec l'axe optique de mesure.

D'autres caractéristiques non limitatives et avantageuses du dispositif de

20 détermination d'au moins un paramètre de vision d'un sujet suivant une pluralité de directions de visée monoculaire ou binoculaire du sujet conforme à l'invention sont les suivantes :

- lesdits premiers moyens optiques réfléchissants comportent un miroir sphérique, un miroir plan, une pluralité de miroirs plans, une lame dichroïque ou

25 une pluralité de lames dichroïques ;

- lesdits premiers moyens optiques réfléchissants comprennent un premier miroir et ledit système d'alignement optique comprend des moyens de déplacement du premier miroir aptes à déplacer le premier miroir suivant une trajectoire prédéterminée en fonction de la direction de visée monoculaire ou

30 binoculaire du sujet ;

- lesdits moyens de déplacement dudit premier miroir comprennent un système articulé à biellettes et/ou une came et/ou un système mécanique de guidage ;

- ladite trajectoire prédéterminée étant une trajectoire elliptique et ledit

premier miroir étant orienté de manière à être tangent à ladite trajectoire elliptique ;

- lesdits premiers moyens optiques réfléchissants comprennent un premier miroir ayant une première position prédéterminée tangente à ladite ellipse en un premier point et un deuxième miroir ayant une deuxième position prédéterminée tangente à ladite ellipse en un autre point ;

Alternativement, lesdits premiers moyens optiques réfléchissants comprennent un miroir ellipsoïdal, ou de façon générale une surface optique telle que le conjugué optique du point Y soit le point E ; et lesdits seconds moyens optiques réfléchissants comprennent un second miroir de puissance optique non nulle, de manière à ce que le système d'alignement optique constitué du premier et du second miroir soit sensiblement afocal, c'est-à-dire afocal au premier ordre au sens de la sphère moyenne dans l'approximation de Gauss.

Selon certains aspects particuliers :

- lesdits seconds moyens optiques réfléchissants comportent un miroir plan ;

- ledit système d'alignement optique comprend un moyen d'orientation des seconds moyens optiques réfléchissants apte à faire pivoter les seconds moyens optiques réfléchissants autour du premier foyer de l'ellipse en fonction de la direction de visée monoculaire ou binoculaire ;

- ledit système d'alignement comprend des moyens d'inclinaison dudit système d'alignement optique, lesdits moyens d'inclinaison étant aptes à orienter le plan de l'ellipse autour d'un axe passant par ses foyers ;

- ledit système d'alignement comprend au moins une première position prédéterminée associée à une première direction de visée et au moins une autre position prédéterminée associée à ladite au moins une autre direction de visée ;

- ladite première direction de visée est une direction horizontale droit devant le sujet et ladite au moins une autre direction de visée correspond à une direction de visée en vision de près inclinée par rapport à l'horizontale ;

- le dispositif comprend une première position prédéterminée pour ledit au moins un premier angle d'abaissement du regard et une deuxième position prédéterminée pour ledit au moins un autre angle d'abaissement du regard ;

- les moyens de mesure ophtalmologique sont aptes à mesurer et à enregistrer au moins un paramètre de vision de type sphère, cylindre, axe,

aberrations d'ordre supérieur, de kératométrie et/ou de topographie cornéenne, et/ou de diamètre de pupille dans une première direction de visée et dans au moins une autre direction de visée, et/ou une différence entre un paramètre de vision mesuré dans ladite première direction de visée et mesuré dans ladite au moins une autre direction de visée.

Selon un mode de réalisation particulier, ledit appareil de mesure ophtalmologique est un appareil binoculaire ayant un premier axe de mesure associé à l'œil droit du sujet et un deuxième axe de mesure associé à l'œil gauche du sujet, et ledit dispositif comprend :

- un premier système d'alignement optique selon l'un des modes de réalisation de l'invention disposé entre ledit appareil de mesure ophtalmologique binoculaire et l'œil droit du sujet, et
- un deuxième système d'alignement optique selon l'un des modes de réalisation de l'invention disposé entre ledit appareil de mesure ophtalmologique binoculaire et l'œil gauche dudit sujet.

DESCRIPTION DÉTAILLÉE D'UN EXEMPLE DE RÉALISATION

La description qui va suivre en regard des dessins annexés, donnés à titre d'exemples non limitatifs, fera bien comprendre en quoi consiste l'invention et comment elle peut être réalisée.

Sur les dessins annexés :

- la figure 1 représente schématiquement un dispositif selon un premier mode de réalisation de l'invention ;
- la figure 2 représente schématiquement un dispositif selon une première variante du premier mode de réalisation de l'invention;
- la figure 3 représente schématiquement un dispositif selon une deuxième variante du premier mode de réalisation de l'invention ;
- la figure 4 représente schématiquement un dispositif selon un deuxième mode de réalisation de l'invention ;
- la figure 5 représente schématiquement un dispositif selon un troisième mode de réalisation de l'invention ;
- les figures 6A à 6F représentent schématiquement différentes vues d'un dispositif binoculaire selon un mode de réalisation préféré de l'invention.

Dans la description qui suit, on considère que le sujet est dans une configuration assise ou debout qui est telle que sa tête est droite, c'est-à-dire que

le plan de Francfort relatif à la tête du sujet est sensiblement horizontal. En anatomie, le plan de Francfort est le plan de repère qui permet l'étude du crâne. Autrement appelé plan de Virchow, il passe antérieurement par le plancher de l'orbite et postérieurement au dessus du méat acoustique externe. On dit également que le sujet est dans une position orthostatique, position dans laquelle il réalise le minimum d'efforts.

On définit un plan médian ou sagittal PSAG de la tête du sujet 30 comme étant un plan vertical parallèle à un axe antéro-postérieur de la tête et passant par un point situé à mi-distance entre les deux yeux. Le plan sagittal est parallèle au plan de la figure 1. On définit l'axe du regard ou droite de visée DV du sujet située dans un plan parallèle au plan sagittal du sujet. Dans le cas où le sujet regarde l'horizon droit devant lui à l'infini, la droite de visée est une droite horizontale DVI correspondant à l'axe de regard primaire. L'axe de regard du sujet est horizontal en position de vision de loin. Au cours de la mesure décrite plus loin, le sujet est amené à abaisser ou à élever son regard, et/ou à diriger son regard vers la droite ou vers la gauche (dans ce cas l'axe du regard n'est plus parallèle au plan PSAG), tout en maintenant sa tête 30 dans la position initiale orthostatique. Dans le cas où le sujet abaisse simplement le regard, sans aucune convergence, la droite de visée DV est une droite située dans un plan parallèle au plan sagittal et inclinée par rapport à une ligne horizontale. On définit l'axe oculaire droit comme étant l'axe passant par l'objet fixé par le sujet et le centre de la pupille de sortie (ie l'image de la pupille réelle par la cornée) de l'œil droit. D'autres définitions sont possibles, par exemple, on peut prendre l'axe oculaire droit comme étant une droite passant par le centre de rotation de l'œil droit et par le centre de la pupille de l'œil droit ou encore l'axe reliant l'objet fixé à son image correspondant sur la rétine. Toutes ces définitions donnent approximativement le même axe. De même, on définit l'axe oculaire gauche comme étant l'axe passant par l'objet fixé par le sujet et le centre de la pupille de sortie de l'œil gauche.

La position dite « vision de loin » correspond à la vision d'un objet situé à l'infini face au sujet, la droite de visée étant horizontale. L'image de l'objet étant à l'infini, l'angle de convergence des deux yeux est nul (les axes oculaires droit et gauche sont parallèles). La vision de loin est donc associée à des paramètres de proximité nulle (0 dioptries) et d'angle d'abaissement du regard nul. Il résulte de la proximité que l'angle de convergence effectif est généralement nul en vision de

loin. La position dite vision de près correspond à la vision de l'image d'un objet située à une distance proche (de 20 à 40 cm par exemple) face au sujet, la droite de visée étant abaissée. En vision de près, les deux yeux convergent vers l'image de l'objet. La vision de près est donc associée à des paramètres de proximité non nulle (0.5 à 5 dioptries) et d'angle d'abaissement du regard non nul (compris entre 15 et 60 degrés). Une position de vision intermédiaire (VI) en termes de proximité (0.5 D) et d'angle d'abaissement du regard (angle d'abaissement de 15 degrés) correspond par exemple à la distance confortable pour la lecture sur un écran d'ordinateur.

La compensation optimale d'une lentille compensatrice multifocale ou progressive varie non seulement en fonction de la proximité d'une cible mais varie conjointement en fonction de l'abaissement du regard. Des études de suivi de la cinématique des yeux d'un sujet en fonction de l'abaissement du regard ont permis d'analyser le mouvement des yeux lorsqu'un sujet passe d'une position naturelle en vision de loin, avec l'axe du regard horizontal, à une position en vision de près, avec l'axe du regard abaissé, par exemple pour la lecture d'un document papier. On observe non seulement une convergence des deux yeux, qui se traduit par une modification de la distance inter-pupillaire, mais aussi de façon non limitative une rotation de chaque œil autour son axe oculaire, une augmentation de la pression de la paupière inférieure sur la cornée, le décentrement du cristallin avec l'accommodation. Il en découle que l'orientation de l'axe physiologique et la valeur d'astigmatisme d'un œil varie en passant d'une position naturelle de vision de loin et à la vision de près. Or, cette variation de l'astigmatisme entre la vision de près et la vision de loin n'est généralement pas prise en compte pour paramétrer une lentille compensatrice multi-focale ou une lentille compensatrice progressive. Plus généralement, il est souhaitable de mesurer précisément les paramètres de compensation oculaire (sphère, cylindre, axe, aberrations d'ordres supérieurs, kératométrie, topographie cornéenne.. .) en fonction de la proximité de la cible et en fonction de l'abaissement du regard pour compenser la vision en fonction de la position naturelle de l'œil.

Nous allons maintenant détailler différents modes de réalisation du dispositif de l'invention qui permettent d'effectuer des mesures ophtalmologiques monoculaires ou binoculaires dans une pluralité de directions de visée monoculaire ou binoculaire du sujet, en particulier pour permettre une mesure en

vision de loin et une mesure en vision à une distance plus proche (entre autres en vision de près et/ou en vision intermédiaire).

Dispositif

Sur la figure 1, on a représenté en vue de côté un dispositif monoculaire
5 ou binoculaire d'optométhe suivant une pluralité de directions de visée selon un premier mode de réalisation de l'invention. Le dispositif d'optométrie comprend un système de mesure externe non représenté solidaire du dispositif, par exemple de réflexion et/ou de réfraction oculaire et une cible de proximité variable pour stimuler l'accommodation et/ou la convergence du sujet suivant une direction de
10 visée monoculaire ou binoculaire. Le système de mesure émet un faisceau lumineux suivant un axe optique de mesure 2 destiné à être dirigé vers l'œil 20 du sujet à mesurer. Le système de mesure collecte le faisceau lumineux provenant de la réfraction et/ou de la réflexion par l'œil considéré suivant le même axe optique de mesure 2. Une cible ou mire de stimulus émet un faisceau lumineux
15 destiné à être dirigé vers l'œil 20 du sujet à mesurer superposé à l'axe de visée de l'œil considéré.

Sur la figure 1, on a représenté une ellipse 3 ayant un petit axe 4 et un grand axe 5, un premier foyer Y et un deuxième foyer E. Idéalement, le centre de rotation optique CRO de l'œil 20 à mesurer est confondu le premier foyer Y de
20 l'ellipse 3. En pratique, le dispositif comprend des moyens de réglage pour amener le premier foyer Y au voisinage du CRO de l'œil droit 20. Par exemple, le dispositif comprend un support de tête, comprenant une mentonnière et un appui frontal permettant de maintenir la tête dans une position déterminée, et des moyens de réglage de la distance relative entre le support de tête et le premier
25 miroir 16. Préférentiellement, la tête est en appui sur la mentonnière, et la distance entre le premier foyer Y et le centre de rotation optique de l'œil 20 est ajustée via le champ d'observation du système de mesure pour que la pupille de l'œil soit toujours observée selon toutes les directions de visée considérées pour la mesure. Le CRO de l'oeil doit être situé de façon à ce que l'image de la pupille par
30 le système optique constitué des deux miroirs 16 et 18 ne soit pas décalée de plus de 10mm par rapport à l'axe de mesure 2 pour toutes les directions de visée. Ainsi l'image de la pupille reste suffisamment nette pour que la mesure puisse être réalisée suivant les directions de visée souhaitées compte tenu de la profondeur de champ du système de mesure.

Le deuxième foyer de l'ellipse 3 est placé en un point E sur l'axe optique de mesure 2 de l'appareil de mesure ophtalmologique. Le dispositif de mesure comporte en outre un système optique disposé entre l'œil 20 du sujet et l'axe optique de mesure 2. Dans le mode de réalisation de la figure 1, le système

5 optique est un système optique à miroirs, composé d'un premier miroir 16 et d'un deuxième miroir 18. Le premier miroir plan 16 renvoie la direction de visée vers le premier foyer E de l'ellipse 3 et le deuxième miroir plan 18 redresse l'image de l'axe de visée par le premier miroir pour l'aligner avec l'axe optique de l'appareil de mesure pour plusieurs directions de visée du sujet. À cet effet, le miroir plan 16

10 est tangent à l'ellipse 3. Dans ce premier mode de réalisation, le premier miroir plan 16 et le deuxième miroir plan 18 sont mobiles en translation et/ou en rotation, en fonction de la direction de visée du sujet. Sur la figure 1, on a représenté en projection dans le plan sagittal l'axe oculaire de l'œil droit 20 d'un sujet dans trois positions : en vision de loin l'axe oculaire droit horizontal est représenté par un

15 segment de droite 21, en vision de près l'axe oculaire droit incliné d'environ 40 degrés est représenté par un segment de droite 23 et en vision intermédiaire l'axe oculaire droit incliné d'environ 20 degrés est représenté par un segment de droite 22. On a représenté les trois chemins optiques entre le point Y et le point E correspondant respectivement à l'axe oculaire en vision de loin, en vision

20 intermédiaire et en vision de près. Un faisceau optique se propageant suivant le segment 21 et incident sur le premier miroir 16 en un point A est réfléchi par le miroir 16 suivant l'axe 220 en direction du point E. De manière analogue, un faisceau optique se propageant suivant le segment 22, respectivement 23, et incident sur le premier miroir 16 en un point B, respectivement C, est réfléchi par

25 le miroir 16 suivant l'axe 220, respectivement 230, en direction du point E. Le deuxième miroir 18 plan est disposé sur le trajet optique de l'appareil de mesure, l'axe optique de mesure 2 étant incident sur le deuxième miroir plan 18 au point E. Avantageusement, le deuxième miroir 18 est mobile en rotation autour du point E. On a représenté sur la figure 1 le deuxième miroir 18 selon trois orientations 18-A,

30 18-B et 18-C. Les orientations 18-A, 18-B et 18-C sont choisies de telle manière qu'un faisceau se propageant suivant la direction 210, respectivement 220 ou 230 soit réfléchi sur le miroir 18 selon l'orientation 18-A, respectivement 18-B ou 18-C et se propage en direction de l'appareil de mesure suivant l'axe de mesure 2. Réciproquement, un faisceau d'éclairage provenant de l'appareil de mesure et se

propageant suivant l'axe de mesure 2 est incident sur le deuxième miroir 18 au point E. Suivant l'orientation 18-A, respectivement 18-B ou 18-C du deuxième miroir 18, le faisceau d'éclairage est réfléchi dans une direction 210, respectivement 220 ou 230. Le système optique constitué du premier miroir 16 et
5 du second miroir 18 permet d'aligner optiquement l'axe de mesure 2 passant par le point E et l'axe de visée passant par le point Y et inversement, pour plusieurs directions de visée 21, 22, 23. Par conséquent, le faisceau d'éclairage provenant du point E et suivant l'axe optique 210, respectivement 220 ou 230 est réfléchi dans la direction 21 respectivement 22 ou 23 de l'axe oculaire. Le système
10 optique formé par le premier miroir 16 mobile et le deuxième miroir 18 orientable permet d'assurer l'alignement optique entre l'axe optique de mesure 2 d'un appareil fixe et l'axe de visée du sujet, pour une pluralité de directions de visée. Dans une première position de mesure en VL, le premier miroir 16 est tangent à l'ellipse 3 en un point A et le deuxième miroir a une orientation 18-A. Dans une
15 deuxième position de mesure en VI, le premier miroir 16 est tangent à l'ellipse 3 en un point B et le deuxième miroir a une orientation 18-B. Dans une troisième position de mesure en VP, le premier miroir 16 est tangent à l'ellipse 3 en un point C et le deuxième miroir a une orientation 18-C. Dans la position 18-A, la normale au deuxième miroir 18 est alignée sur la bissectrice entre l'axe optique de mesure
20 2 et l'axe 210. Dans la position 18-B, la normale au deuxième miroir 18 est alignée sur la bissectrice entre l'axe optique de mesure 2 et l'axe 220. Dans la position 18-C, la normale au deuxième miroir 18 est alignée sur la bissectrice entre l'axe optique de mesure 2 et l'axe 230. Les points A, B, et C étant tangents à l'ellipse 3 dont les foyers sont le point Y et le point E, le système permet de conserver un
25 chemin optique identique YAE, YBE et YCE pour les directions de visée 21, 22 et 23.

Alternativement, le premier miroir 16 est un miroir concave, sphérique, elliptique ou ellipsoïdal et le deuxième miroir 18 est un miroir de puissance non nulle de telle manière que le système optique composé des miroirs 16 et 18 soit
30 afocal au 1er ordre des aberrations.

L'homme du métier saura trouver une came, un système de guidage, un système de biellettes articulées ou un autre système mécanique simple permettant d'effectuer un déplacement du premier miroir 16 suivant une trajectoire approchant une trajectoire elliptique.

Selon le mode de réalisation représenté sur la figure 1, le premier miroir 16 est monté mobile suivant une combinaison de translation et de rotation par un système de biellettes 8, 9. Une première biellette 8 comporte une première extrémité reliée à un point d'accrochage de biellette 6 et une deuxième extrémité
5 reliée au miroir 16 en un point d'accrochage de biellette 161. Une deuxième biellette 9 comporte une première extrémité reliée à un point d'accrochage de biellette 7 et une deuxième extrémité reliée au miroir 16 en point d'accrochage de biellette 162. Le système à biellettes 8 et 9 s'articule de manière à ce que le mouvement du premier miroir 16 soit tangent à l'ellipse 3. Le dimensionnement du
10 système articulé à biellettes peut se faire de la façon suivante. Au moins trois positions du premier miroir 16 (correspondant respectivement aux points A, B, C) sont placées sur l'ellipse 3 (par exemple, les deux positions extrêmes A, C et une position à mi-chemin B). Le premier miroir 16 est dimensionné par son ouverture utile issue des tracés de rayons du système de mesure pour toutes les positions
15 d'axe oculaire respectivement 21, 22 et 23. On choisit deux points d'accrochage des biellettes 161, 162 sur le premier miroir 16. Les biellettes 8, 9 occupent au moins trois positions chacune 8-A, 8-B, 8-C et respectivement 9-A, 9-B et 9-C. Pour chacun des deux points d'accrochage des biellettes 161, 162, le centre du cercle passant par les trois positions successives est calculé. Les deux centres F
20 et respectivement H correspondent aux points d'accrochage fixes des biellettes 6 respectivement 7. Ensuite, les positions des points d'accrochage des biellettes 161, 162 sur le premier miroir 16 peuvent être optimisés afin de minimiser les erreurs d'alignement entre l'axe AE propagé vers l'œil et l'œil pour les positions intermédiaires. Par ailleurs certains paramètres peuvent être optimisés (taille de
25 l'ellipse 3, ...) ou imposés par des contraintes de coût, d'encombrement ou de poids.

Alternativement, on utilise un système de déplacement du miroir 16 à came à la place d'un système articulé à biellettes.

Quel que soit le système de déplacement choisi (biellettes, came ou
30 autre) pour effectuer un déplacement du premier miroir tangent à l'ellipse 3, la longueur du chemin optique entre les points E et Y reste constante quel que soit le chemin optique Y-A-E, Y-B-E ou Y-C-E. De plus, l'axe EP ne varie pas en fonction de la direction de l'axe de visée. Le système optique constitué des miroirs 16 et 18 permet d'aligner l'axe optique de mesure 2 avec une image de l'axe oculaire

suivant différentes directions de visée du regard 21, 22 respectivement 23. Le premier mode de réalisation permet des mesures ophtalmologiques en fonction de la direction de visée sur une grande plage angulaire. Le système articulé à biellettes permet d'utiliser un premier miroir 16 de taille limitée et donc de coût
5 relativement réduit.

Le dispositif de la figure 1 évite de déplacer un appareil de mesure ophtalmologique pour l'aligner sur l'axe oculaire du sujet. Par définition, le trajet optique entre le point Y et le point E est constant quel que soit le trajet suivi, c'est-à-dire quelle que soit la direction de visée. Le système de conjugaison optique
10 présente l'avantage de ne pas modifier la longueur du chemin optique entre l'œil et l'appareil de mesure quelle que soit la direction de visée monoculaire ou binoculaire. Il n'est donc pas nécessaire de modifier la netteté d'une cible pour les différentes positions de mesure et la mise au point sur l'œil.

Sur la figure 2, on a représenté en vue de côté un dispositif monoculaire
15 ou binoculaire d'optométrie selon une variante du premier mode de réalisation de l'invention. La figure 2 est une variante simplifiée du premier mode de réalisation de la figure 1. Les mêmes éléments portent les mêmes signes de référence que sur la figure 1. Le dispositif de mesure comporte également un appareil de mesure (non représenté) ayant un axe de mesure 2 et un système optique à miroirs. Sur la
20 figure 2, le système optique comporte un jeu de deux miroirs 16-A et 16-C et un deuxième miroir plan 18, analogues au dispositif de la figure 1. Dans cette variante, les miroirs 16-A et 16-C sont fixes respectivement dans les deux positions prédéterminées A et C. Le deuxième miroir 18 est un miroir plan orientable ayant également deux positions prédéterminées 18-A et 18-C. Le
25 dispositif de la figure 2 permet d'effectuer des mesures suivant deux directions de visée monoculaire ou binoculaire, correspondant par exemple à une mesure en vision de loin et une mesure en vision de près. Le dispositif de la figure 2 permet notamment d'effectuer une mesure différenciée VLA/P. Dans les deux positions, les miroirs 16-A et 16-C sont tangents à l'ellipse, et les points E et Y sont
30 optiquement conjugués. Le miroir 18 est mobile en rotation autour du point E, entre la première position 18-A et la deuxième position 18-C. Ces deux positions sont prédéterminées. Le système d'entraînement en rotation du deuxième miroir peut être simplifié par un système commutant entre deux butées. Selon ce second mode de réalisation, le miroir 16-A est tangent à l'ellipse 3 au point A

d'intersection avec la droite de visée 21, et le miroir 16-C est tangent à l'ellipse 3 au point C d'intersection avec la droite de visée 23. L'image de la droite de visée 21 formée par le miroir 16-A passe par le point E. De même, l'image de la droite de visée 23 formée par le miroir 16-C passe par le point E. Ainsi, la longueur du chemin optique Y-A-E lorsque l'axe de visée est orienté suivant l'axe 21 et identique à la longueur du chemin optique Y-C-E lorsque l'axe de visée est orienté suivant l'axe 23. D'autre part, le miroir 18 est orienté dans la position 18-A de manière à ce que l'image de la droite de visée 21 formée par le miroir 16-A et le miroir 18 dans la position 18-A soit superposé avec l'axe de mesure 2. De même, le miroir 18 est orienté dans la position 18-C de manière à ce que l'image de la droite de visée 23 formée par le miroir 16-C et le miroir 18 dans la position 18-C soit superposé avec l'axe de mesure 2.

Sur la figure 3, on a représenté une deuxième variante du mode de réalisation de la figure 2. Le dispositif de la figure 3 comporte deux mires 40-A et 40-C de proximités différentes qui sont séparées de l'appareil de mesure ophtalmologique. À titre d'exemple illustratif et non-limitatif, la mire 40-A a une proximité correspondant à une vision de loin, et la mire 40-C a une proximité correspondant à une vision de près. Dans cette deuxième variante, les miroirs 16-A et 16-C sont remplacés par des lames dichroïques 26-A respectivement 26-C, dites lames chaudes. Les lames chaudes 26-A et 26-C sont aptes à transmettre un faisceau visible (400-700 nm) et à réfléchir un faisceau dans le proche infrarouge (750-1100nm). On définit une ellipse 3 ayant pour foyers un point Y et un point E. Le point Y est destiné à être superposé avec le CRO de l'œil mesuré. La lame chaude 26-A est tangente à l'ellipse 3 au point A, et la lame chaude 26-C est tangente à l'ellipse 3 au point C. Le miroir 18 coupe l'axe optique de mesure 2 au point E et pivote autour du point E entre une position 18-A et une position 18-C.

Dans une première position de mesure, la mire 40-A émet un faisceau optique de stimulation dans le visible de manière à stimuler l'accommodation du sujet en vision de loin, tandis que la mire 40-C est éteinte. Le miroir 18 est alors dans la position 18-A. La lame chaude 26-A transmet le faisceau optique de stimulation visible de manière à superposer l'axe optique du faisceau de stimulation avec la direction de visée 21 qui passe par le point A et par le point Y. L'appareil de mesure génère un faisceau d'éclairage dans le proche infrarouge aligné avec l'axe optique de mesure 2. Le miroir 18 en position 18-A réfléchit le

faisceau d'éclairage dans la direction 210 passant par le point E et le point A. La lame chaude 26-A réfléchit le faisceau d'éclairage proche infrarouge dans la direction de l'axe de visée 21, correspond à une direction de visée en vision de loin. Le faisceau de mesure est formé par réflexion et/ou réfraction du faisceau d'éclairage par l'œil 20 dans la direction de visée 21. La lame chaude 26-A réfléchit le faisceau de mesure dans la direction 210 vers le point E sur le miroir 18. Le miroir 18 en position 18-A réfléchit le faisceau de mesure dans l'axe de mesure 2. Le dispositif permet ainsi d'effectuer une mesure ophtalmologique l'œil étant orienté suivant une première direction de visée 21.

10 Dans une autre position de mesure, la mire 40-C émet un faisceau optique de stimulation dans le visible de manière à stimuler l'accommodation du sujet en vision de près, tandis que la mire 40-A est éteinte. Le miroir 18 est alors dans la position 18-C. La lame chaude 26-C transmet le faisceau optique de stimulation visible de manière à superposer l'axe optique du faisceau de stimulation avec une autre direction de visée 23 qui passe par le point C et par le point Y. L'appareil de mesure génère un faisceau d'éclairage dans le proche infrarouge aligné avec l'axe optique de mesure 2. Le miroir 18 en position 18-C réfléchit le faisceau d'éclairage dans la direction 230 passant par le point E et le point C. La lame chaude 26-C réfléchit le faisceau d'éclairage proche infrarouge dans la direction de l'axe de visée 23, correspond à une direction de visée en vision de près. Le faisceau de mesure est formé par réflexion et/ou réfraction du faisceau d'éclairage par l'œil 20 dans la direction de visée 23. La lame chaude 26-C réfléchit le faisceau de mesure dans la direction 230 vers le point E sur le miroir 18. Le miroir 18 en position 18-C réfléchit le faisceau de mesure dans l'axe de mesure 2.

25 Selon la deuxième variante du premier mode de réalisation, illustrée par la figure 3, le système optique formé par les lames chaudes 26-A, 26-C et le miroir pivotant 18 permet d'aligner l'axe optique de mesure 2 avec une direction de visée 21 en vision de loin et avec une direction de visée 23 en vision de près, suivant deux chemins optiques, respectivement E-A-Y et E-C-Y, ayant une même longueur optique.

30 Sur la figure 4, on a représenté en vue de côté un dispositif d'optométrie en fonction de la direction de visée selon un deuxième mode de réalisation de l'invention. Le dispositif de la figure 4 comporte un système optique formé un

premier miroir 16 et un deuxième miroir 18. Avantageusement, le premier miroir 16 est formé d'une portion de l'ellipse 3 et a pour foyers optiques les points E et Y. Le deuxième miroir 18 de renvoi est un miroir de puissance non nulle ou un miroir déformable apte à corriger les aberrations optiques du premier miroir 16. Le

5 deuxième miroir 18 est monté pivotant autour du point E. Contrairement au premier mode de réalisation, le premier miroir ellipsoïdal 16 reste fixe. Par définition, les points E et Y sont optiquement conjugués à travers le premier miroir 16. On a représenté sur la figure 4, trois positions de mesure, correspondant à trois directions de visée monoculaire ou binoculaire. Un faisceau optique se

10 propageant suivant le segment 21 et incident sur le premier miroir 16 en un point A est réfléchi par le miroir 16 suivant l'axe 210 en direction du point E. De même, un faisceau optique se propageant suivant le segment 22, respectivement 23, et incident sur le premier miroir 16 en un point B, respectivement C, est réfléchi par le miroir 16 suivant l'axe 220, respectivement 230, en direction du point E. Le

15 deuxième miroir 18 est orientable suivant au moins trois positions 18-A, respectivement 18-B et 18-C de manière à redresser l'image de l'axe oculaire à travers le premier miroir 16 pour l'aligner sur l'axe optique de mesure 2. Dans la position 18-A, la normale au deuxième miroir 18 est alignée sur la bissectrice entre l'axe optique de mesure 2 et l'axe 210. Dans la position 18-B, la normale au

20 deuxième miroir 18 est alignée sur la bissectrice entre l'axe optique de mesure 2 et l'axe 220. Dans la position 18-C, la normale au deuxième miroir 18 est alignée sur la bissectrice entre l'axe optique de mesure 2 et l'axe 230. Avantageusement, le deuxième miroir 18 est un miroir déformable pour compenser les aberrations du premier miroir 16 en fonction de la direction de visée monoculaire ou binoculaire, c'est-à-dire en fonction de l'orientation du miroir 18. La déformation compensatrice appliquée au deuxième miroir 18 peut être prédéfinie en fonction de l'orientation du deuxième miroir 18. Le premier miroir 16 ellipsoïdal permet de conjuguer optiquement le centre de rotation optique de l'œil confondu avec le point Y avec le point E sur l'axe optique de mesure 2 avec une longueur de chemin optique

25 constante pour différentes directions de visée monoculaire ou binoculaire. Le deuxième miroir 18 permet de redresser l'image de l'axe oculaire et de l'aligner sur l'axe optique de mesure 2. Le système de conjugaison optique de la figure 4 illustre le fonctionnement pour trois positions de mesure. Toutefois, le premier miroir 16 ellipsoïdal permet une mesure sur une plage continue de directions de

30

visée monoculaire ou binoculaire du regard. D'autres mesures sont possibles pour d'autres directions de visée monoculaire ou binoculaire. Il suffit d'orienter le deuxième miroir 18 en fonction de la direction de visée monoculaire ou binoculaire, de manière à ce que l'axe optique de mesure 2 soit aligné avec
5 l'image de l'axe oculaire pour une direction de visée monoculaire ou binoculaire particulière à travers le système de conjugaison optique. L'avantage du dispositif de la figure 4 est de nécessiter le déplacement d'un seul composant, le second miroir 18, le premier miroir 16 restant fixe. Dans ce mode de réalisation, un seul mouvement de rotation du deuxième miroir plan 18 suffit pour aligner l'axe optique
10 de mesure 2 avec l'image de l'axe oculaire selon différentes directions de visée. Toutefois, la gamme de mesure, en fonction de la direction de visée monoculaire ou binoculaire, est liée à l'étendue du miroir ellipsoïdal. Plus la gamme de mesure angulaire souhaitée est étendue et plus le coût du miroir ellipsoïdal est élevé, et plus les aberrations sont difficiles à corriger.

15 Le dispositif décrit en lien avec les figures 1 à 4 correspond à une mesure monoculaire ou binoculaire suivant une pluralité de directions de visée.

Le plan des figures 1 à 4 contenant l'axe 5 de l'ellipse 3 peut être parallèle au plan sagittal dans le cas où la variation de direction du regard correspond à un abaissement du regard sans mouvement de convergence ;
20 alternativement le plan des figures 1 à 4 contenant l'axe 5 de l'ellipse 3 peut être parallèle au plan de Francfort dans le cas où la variation de direction du regard correspond à une convergence binoculaire sans variation de l'abaissement du regard. Dans le cas d'une combinaison d'un mouvement d'abaissement et de convergence du regard, le plan des figures 1 à 4 peut être un plan incliné d'une
25 inclinaison fixe par rapport au plan sagittal. Selon un mode de réalisation avantageux, le dispositif comporte des moyens de rotation, aptes à faire tourner le plan contenant l'axe 5 de l'ellipse 3 autour de l'axe 5. Selon encore un autre mode de réalisation, le plan de l'ellipse 3 peut être incliné autour de l'axe YA, l'abaissement et la convergence étant liés de manière prédéterminée.

30 Sur la figure 5, on a représenté un système de mesure ophtalmologique selon un troisième mode de réalisation de l'invention. Le dispositif comporte un appareil de mesure monoculaire 1 apte à effectuer une mesure monoculaire suivant un axe optique de mesure 2. Préférentiellement, l'appareil de mesure 1 comporte une cible interne apte à générer un faisceau optique de stimulation en

vision de loin. L'appareil de mesure monoculaire 1 est mobile en translation (flèche horizontale) pour pouvoir être disposé face à l'œil à mesurer. Le dispositif de la figure 5 comprend une cible 40 binoculaire apte à stimuler l'accommodation et la convergence des deux yeux simultanément. Avantageusement, la cible 40 a

5 une proximité correspondant à une vision de près. Le dispositif comporte également un système d'alignement optique pour chaque œil, de manière à effectuer des mesures suivant plusieurs directions de visée du regard sans modifier la longueur du chemin optique. Un système optique comprenant deux miroirs chauds 31-A, 41-A est situé au plus proche des yeux pour permettre de

10 stimuler la convergence et l'accommodation en VP. Le point de fixation 40 est situé à une proximité entre 0.5 et 10 dioptries dans le plan sagittal afin de solliciter la convergence oculaire. Avantageusement, les miroirs chauds 31-A, 41-A et la cible 40 sont disposés de manière à combiner un abaissement et une convergence du regard binoculaire en VP. Les miroirs chauds 31-A et 41-A

15 permettent d'observer le point de fixation 40 dans le visible, tout en renvoyant le faisceau de mesure infrarouge vers un miroir pivotant 32, respectivement 42, en direction de l'axe de mesure 2 de l'appareil de mesure monoculaire 1. Lorsque la cible 40 en VP est allumée, le dispositif permet ainsi une mesure monoculaire dans une direction de visée en VP, respectivement 13 pour l'œil gauche 10 et 23

20 pour l'œil droit 20. Le dispositif comporte en outre des miroirs chauds 31-B, 41-B disposés de manière à permettre une mesure en VL dans une direction de visée, respectivement 11 pour l'œil gauche 10 et 21 pour l'œil droit 20. Les miroirs orientables 32, 42 permettent de passer d'une position de mesure en VL à une autre position de mesure en VP, et inversement. En position VL l'œil voit le

25 stimulus de l'appareil de mesure 1 qui est donc monoculaire. Alors qu'en position VP, le stimulus 40 est vu par les deux yeux permettant d'abaisser le regard, de converger et d'accommoder vers un unique point. L'appareil de mesure monoculaire permet ainsi de réaliser une mesure en VL et en VP. Le miroir 31-A, respectivement le miroir 31-B, est disposé de manière à être tangent en un point

30 A, respectivement en un point B, à une ellipse ayant pour foyers un point Y aligné sur le CRO de l'œil gauche 10 et un point E situé à l'intersection de l'axe de mesure 2 et du miroir 32. De même, le miroir 41-A, respectivement le miroir 41-B, est disposé de manière à être tangent en un point A', respectivement en un point B', à une ellipse ayant pour foyers un point Y' aligné sur le CRO de l'œil droit 20 et

un point E' situé à l'intersection de l'axe de mesure 2 et du miroir 42. De cette manière, le chemin optique entre le CRO de l'œil mesuré et l'appareil de mesure ophtalmologique 1 est identique dans la direction de visée en VP et en VL.

Les figures 6A-6F illustrent schématiquement différentes vues d'un
5 dispositif binoculaire selon un mode de réalisation préféré de l'invention. Il s'agit d'une variante du dispositif de la figure 5, dans laquelle un appareil de mesure monoculaire mobile en translation est remplacé par deux appareils de mesure monoculaire ayant respectivement un axe de mesure droit 2D et un axe de mesure gauche 2G, dédiés respectivement à l'œil droit et à l'œil gauche, afin
10 d'éviter le mouvement de translation. Les figures 6A, 6B et 6C illustrent le fonctionnement du dispositif en VL, la droite de visée étant horizontale. Les figures 6D, 6E et 6F illustrent le fonctionnement du dispositif en VP, la droite de visée étant abaissée par rapport à l'horizontale et le regard étant convergent. Les figures 6A et 6D sont des vues en perspective du dispositif de mesure, les figures
15 6B et 6E des vues de dessus et les figures 6B et 6E des vues de face du dispositif. Les mêmes signes de référence correspondent aux mêmes éléments que décrits en lien avec les autres modes de réalisation. On n'a représenté sur les figures 6A-6F uniquement le système d'alignement optique, les autres éléments n'étant pas représentés. Le dispositif comporte une cible binoculaire apte à
20 stimuler l'accommodation et la convergence des deux yeux simultanément. Sur les figures 6A et 6D, on observe au premier plan l'axe de mesure 2G de l'œil gauche du sujet et au second plan l'axe de mesure 2D de l'œil droit du sujet. Le dispositif comporte un support de tête 100 comprenant une mentonnière 101 et une zone d'appui frontal pour maintenir la tête 30 du sujet dans une position fixe.
25 Avantageusement, la tête du sujet est maintenue dans une position où le plan de Francfort est horizontal. Pour certaines mesures particulières, le support de tête peut être incliné de manière à effectuer des mesures dans d'autres postures de tête du sujet. Le dispositif comporte un premier système optique comprenant un premier miroir 16 ellipsoïdal fixe, un deuxième miroir 18 pivotant ou mobile en
30 rotation, et un appareil de mesure ophtalmologique dédié à l'œil droit 20 suivant l'axe de mesure 2D. Le dispositif comporte également un deuxième système d'alignement optique comprenant un premier miroir 15 ellipsoïdal fixe (et non un miroir mobile suivant une trajectoire elliptique), un deuxième miroir 17 de puissance non nulle, pivotant ou mobile en rotation, et un appareil de mesure

ophtalmologique dédié à l'œil gauche 10 suivant l'axe de mesure 2G. Le dispositif des figures 6A-6F comporte également des moyens de réglage agissant sur la partie 101 de la mentonnière 100 et/ou sur le système d'alignement optique, pour amener un foyer du miroir ellipsoïdal 15 au voisinage du centre de rotation optique de l'œil gauche 10. De même, des moyens de réglage sont prévus pour amener un foyer du miroir ellipsoïdal 16 au voisinage du CRO de l'œil droit 20. Les réglages en hauteur des systèmes d'alignement optique droit et gauche peuvent être différents pour aligner les axes de mesures en fonction de la hauteur des yeux du sujet. Avantagement, les systèmes d'alignement optique droit et gauche sont couplés, en particulier l'orientation des miroirs 17 et 18.

Sur les figures 6A-6C, le sujet observe une mire dans une posture de vision correspondant à la vision de loin : l'axe oculaire droit 21 et l'axe oculaire gauche 11 sont horizontaux et sensiblement parallèles entre eux (aux défauts de vision du sujet près). Les miroirs ellipsoïdaux 15 et respectivement 16 renvoient l'axe oculaire gauche 11 suivant une direction 110, respectivement l'axe oculaire droit 21 suivant une direction 210, vers le second miroir 17, respectivement 18. Dans cette posture de vision de loin, le miroir 17 est orienté de manière à aligner l'image de l'axe oculaire gauche sur l'axe de mesure gauche 2G, et respectivement le miroir 18 est orienté de manière à aligner l'image de l'axe oculaire droit sur l'axe de mesure droit 2D.

Sur les figures 6D-6F, le sujet observe une mire dans une posture de vision correspondant à la vision de près : l'axe oculaire droit 23 et l'axe oculaire gauche 13 sont abaissés et convergent. Les miroirs ellipsoïdaux 15 et respectivement 16 renvoient l'axe oculaire gauche 13 suivant une direction 130, respectivement l'axe oculaire droit 23 suivant une direction 230, vers le second miroir 17, respectivement 18. Les miroirs ellipsoïdaux 15, 16 restent fixes dans les différentes postures de mesure. Dans la posture de vision de près, le miroir 17 est orienté de manière à aligner l'image de l'axe oculaire gauche 230 sur l'axe de mesure gauche 2G, et respectivement le miroir 18 est orienté de manière à aligner l'image de l'axe oculaire droit 130 sur l'axe de mesure droit 2D.

Le dispositif des figures 6A-6F permet d'effectuer une mesure monoculaire de chaque œil suivant une pluralité de directions de visée binoculaires. Le système d'alignement optique comprenant les miroirs ellipsoïdaux 15 et 16, et les miroirs 17, 18 permet d'effectuer une mesure ophtalmologique

suivant une pluralité de directions de visée du regard, tout en assurant la conservation de la longueur du chemin optique suivant les différentes directions de visée du regard. Les appareils de mesure monoculaire gauche et droit restent fixes. Avantageusement, seuls les seconds miroirs 17 et 18 sont mobiles en
5 rotation autour d'un point de pivot et compensent aux 1^{er} ordres les aberrations générées par les ellipsoïdaux 15 et 16.

La valeur du paramètre de demi-écart pupillaire (1/2 IPD) peut être adaptée de façon symétrique ou non (gérée par demi-IPD) et à partir d'une mesure extérieure (Visiooffice ou pupillomètre) ou à partir d'un retour du réglage de
10 l'appareil en VL lors de l'alignement.

L'invention est particulièrement adaptée pour toute personne qui pratique des mesures ophtalmologiques par réfraction et qui désire proposer ou effectuer des mesures en suivant l'inclinaison physiologique des yeux du sujet.

Le dispositif de l'invention peut être utilisé par un optométriste ou un
15 ophtalmologiste, ou encore par un opticien pour déterminer les paramètres de personnalisation d'un verre de lunettes.

Le dispositif et le procédé et l'invention peuvent servir à définir les moyens nécessaires à la prescription d'une lentille compensatrice multi-focale ou progressive.

20 L'invention permet d'adapter un appareil de mesure ophtalmologique monoculaire ou binoculaire ayant un axe optique de mesure pour chaque œil, pour permettre des mesures suivant une pluralité de directions de visée monoculaires ou binoculaires. Avantageusement, le dispositif de l'invention permet une mesure ophtalmologique différenciée en vision de loin et en vision de près tenant compte
25 de la direction de visée du regard.

REVENDEICATIONS

1. Dispositif de détermination d'au moins un paramètre de vision d'un
5 sujet suivant une pluralité de directions de visée monoculaire ou binoculaire du
sujet, ledit dispositif comprenant :
- un appareil de mesure ophtalmologique monoculaire ou binoculaire,
comprenant des moyens de mesure ophtalmologique du paramètre de vision à
déterminer aptes à émettre un faisceau optique d'éclairage et à recevoir un
10 faisceau optique de mesure suivant au moins un axe optique de mesure (2) aligné
avec une direction prédéterminée de visée de l'œil concerné,
 - des moyens de stimulation visuelle aptes à générer un faisceau optique
de stimulation suivant un axe optique de stimulation aligné avec ladite direction
prédéterminée de visée de l'œil concerné, et
 - 15 - des moyens de support de tête aptes à recevoir la tête d'un sujet et à la
maintenir dans une posture déterminée ;
caractérisé en ce que :
étant définie une ellipse (3) ayant un premier foyer (E) sur ledit axe optique de
mesure (2) et un deuxième foyer (Y), ledit dispositif comprend :
 - 20 - au moins un système d'alignement optique disposé entre les moyens
de mesure ophtalmologique (1) et l'œil concerné (10, 20), ledit système
d'alignement optique étant apte à réfléchir lesdits faisceaux optiques d'éclairage et
de mesure entre les foyers (E, Y) de l'ellipse (3), et
 - des moyens de réglage aptes à modifier la position relative dudit
25 système d'alignement optique par rapport aux moyens de support de tête de
manière à amener le deuxième foyer (Y) au voisinage du centre de rotation de
l'œil concerné du sujet,
 - ledit système d'alignement optique comprenant des premiers moyens
optiques réfléchissants (15, 16, 16-A, 16-C, 31-A, 31-B, 41-A, 41-B) et des
30 seconds moyens optiques réfléchissants (17, 18, 32, 42), lesdits premiers moyens
optiques réfléchissants étant tangents à ladite ellipse (3) en un premier point (A)
sur une première direction de visée (11, 21) et en au moins un autre point (B, C)
sur au moins une autre direction de visée (12, 13, 22, 23) de l'œil concerné, et
lesdits seconds moyens optiques réfléchissants (17, 18, 32, 42) étant montés

mobiles en rotation autour du premier foyer (E) entre une première position (18-A) dans laquelle le système d'alignement optique aligne ladite première direction de visée (11, 21) avec l'axe optique de mesure (2) et au moins une autre position (18-B, 18-C) dans laquelle le système d'alignement optique aligne ladite au moins une
5 autre direction de visée (12, 13, 22, 23) de l'œil concerné avec l'axe optique de mesure (2).

2. Dispositif de détermination d'au moins un paramètre de vision selon la revendication 1, dans lequel les premiers moyens optiques réfléchissants comportent un miroir sphérique, un miroir plan, une pluralité de miroirs plans (16-
10 A, 16-C), une lame dichroïque (31 -A, 31-B) ou une pluralité de lames dichroïques (31 -A, 31-B, 41-A, 41-B).

3. Dispositif de détermination d'au moins un paramètre de vision selon la revendication 1 ou la revendication 2, dans lequel lesdits premiers moyens optiques réfléchissants comprennent un premier miroir (15, 16) et dans lequel ledit
15 système d'alignement optique comprend des moyens de déplacement du premier miroir (15, 16) aptes à déplacer le premier miroir (15, 16) suivant une trajectoire prédéterminée en fonction de la direction de visée monoculaire ou binoculaire du sujet.

4. Dispositif de détermination d'au moins un paramètre de vision selon la revendication 3, dans lequel lesdits moyens de déplacement du premier miroir comprennent un système articulé à biellettes, une came et/ou un système
20 mécanique de guidage.

5. Dispositif de détermination d'au moins un paramètre de vision selon l'une des revendications 3 ou 4, dans lequel ladite trajectoire prédéterminée est une trajectoire elliptique et dans lequel ledit premier miroir (15, 16) est orienté de
25 manière à être tangent à ladite trajectoire elliptique.

6. Dispositif de détermination d'au moins un paramètre de vision selon l'une des revendications 1 à 5, dans lequel lesdits premiers moyens optiques réfléchissants comprennent un premier miroir (16-A) ayant une première position
30 prédéterminée tangente à ladite ellipse (3) en un premier point (A) et un deuxième miroir (16-C) ayant une deuxième position prédéterminée tangente à ladite ellipse (3) en un autre point (C).

7. Dispositif de détermination d'au moins un paramètre de vision selon la revendication 1, dans lequel lesdits premiers moyens optiques réfléchissants

comprennent un miroir ellipsoïdal et lesdits seconds moyens optiques réfléchissants comprennent un second miroir de puissance optique non nulle, de manière à ce que le système d'alignement optique constitué du premier et du second miroir soit afocal au premier ordre.

5 8. Dispositif de détermination d'au moins un paramètre de vision selon l'une des revendications 1 à 7, dans lequel lesdits seconds moyens optiques réfléchissants (17, 18, 32, 42) comportent un miroir plan.

9. Dispositif de détermination d'au moins un paramètre de vision selon l'une des revendications 1 à 8, dans lequel ledit système d'alignement comprend
10 un moyen d'orientation des seconds moyens optiques réfléchissants (17, 18, 32, 42) apte à faire pivoter seconds moyens optiques réfléchissants (17, 18, 32, 42) autour du premier foyer (E) de l'ellipse (3) en fonction de la direction (11, 21, 12, 22, 13, 23) de visée monoculaire ou binoculaire.

10. Dispositif de détermination d'au moins un paramètre de vision selon
15 l'une des revendications 1 à 9, comprenant des moyens d'inclinaison dudit système d'alignement optique, lesdits moyens d'inclinaison étant aptes à orienter le plan de l'ellipse (3) autour d'un axe passant par ses foyers.

11. Dispositif de détermination d'au moins un paramètre de vision selon l'une des revendications 1 à 10, dans lequel ledit système d'alignement optique
20 comprend au moins une première position prédéterminée associée à une première direction de visée et au moins une autre position prédéterminée associée à au moins une autre direction de visée.

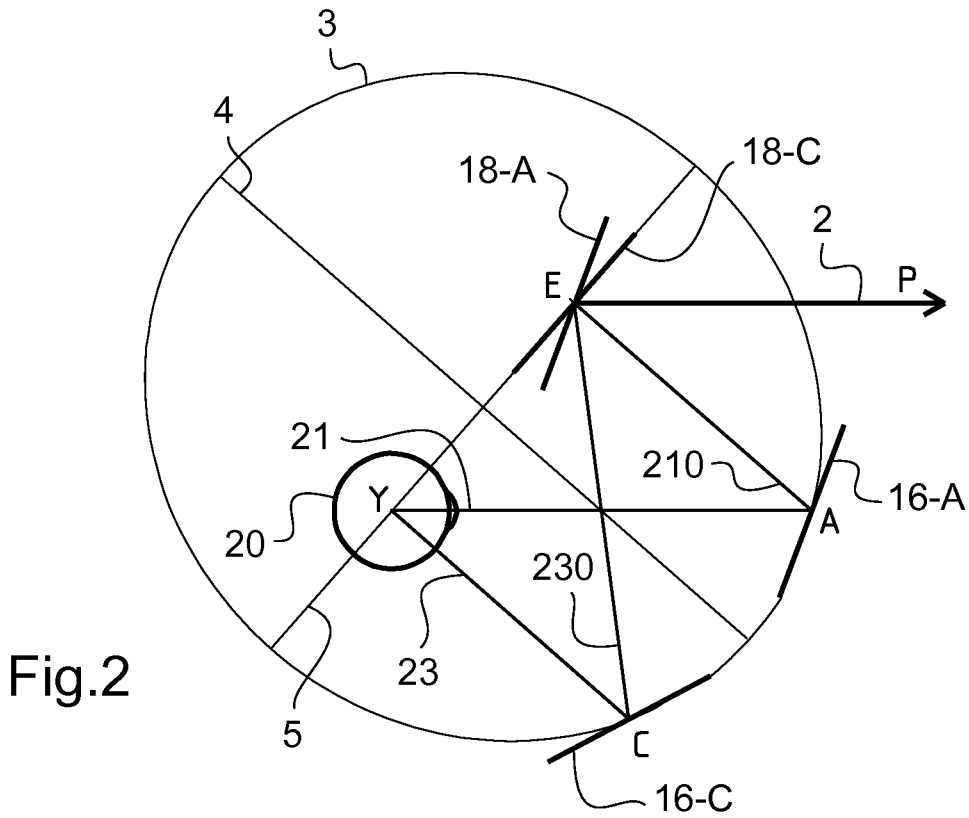
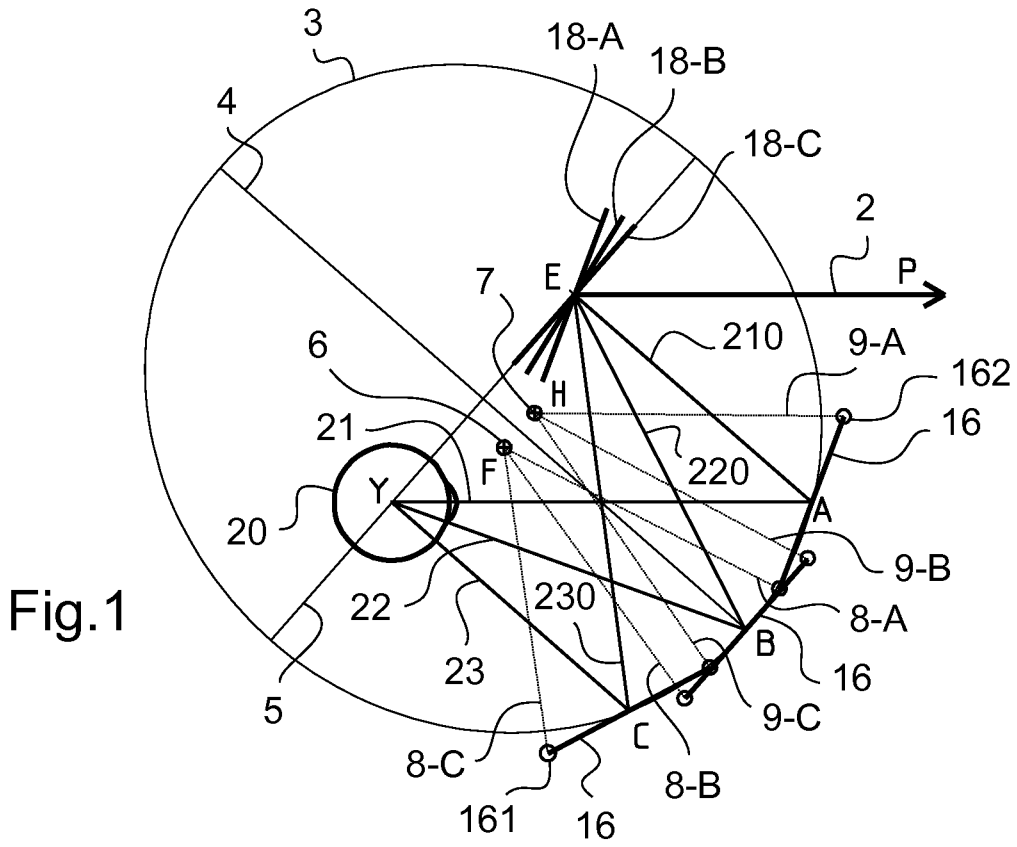
12. Dispositif de détermination d'au moins un paramètre de vision selon la revendication 11, dans lequel ladite première direction de visée correspond à
25 une direction horizontale droit devant le sujet et dans lequel ladite au moins une autre direction de visée correspond à une direction de visée en vision de près, inclinée par rapport à l'horizontale.

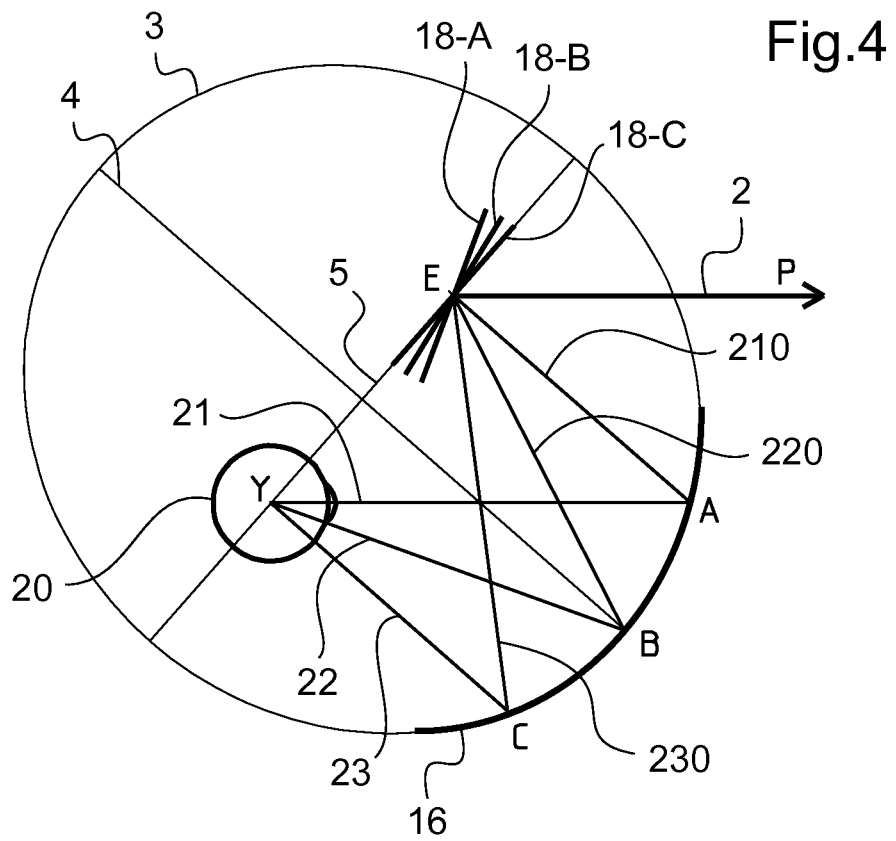
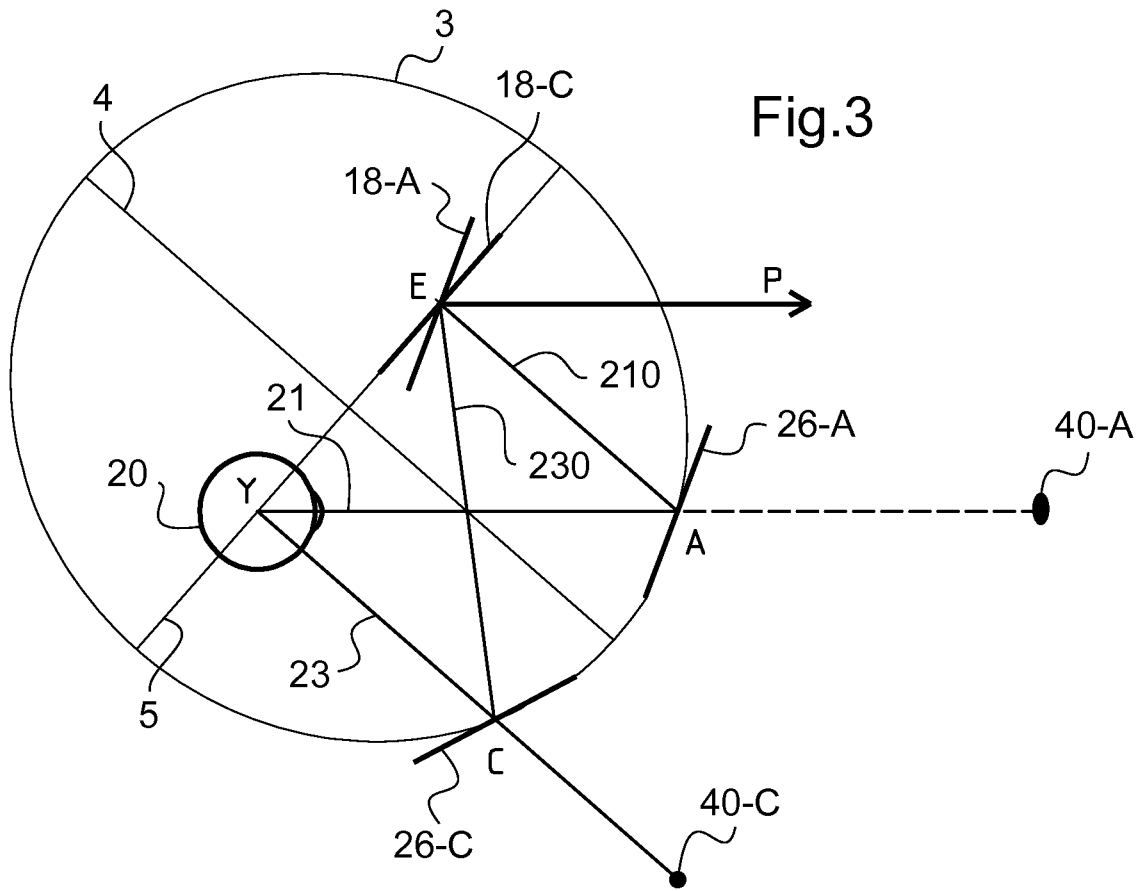
13. Dispositif de détermination d'au moins un paramètre de vision selon l'une des revendications 1 à 12, dans lequel les moyens de mesure
30 ophtalmologique sont aptes à mesurer et à enregistrer au moins un paramètre de vision de type sphère, cylindre, axe, aberration d'ordre supérieur, de kératométrie et/ou de topographie cornéenne, et/ou de diamètre de pupille dans une première direction de visée et dans au moins une autre direction de visée, et/ou une différence entre un paramètre de vision mesuré dans ladite première direction de

visée et mesuré dans ladite au moins une autre direction de visée.

14. Dispositif de détermination d'au moins un paramètre de vision selon l'une des revendications 1 à 13, dans lequel ledit appareil de mesure ophtalmologique est un appareil binoculaire ayant un premier axe de mesure associé à l'œil droit du sujet et un deuxième axe de mesure associé à l'œil gauche du sujet, ledit dispositif comprenant :

- un premier système d'alignement optique selon l'une des revendications 1 à 13 disposé entre ledit appareil de mesure ophtalmologique binoculaire et l'œil droit du sujet, et
- un deuxième système d'alignement optique selon l'une des revendications 1 à 13 disposé entre ledit appareil de mesure ophtalmologique binoculaire et l'œil gauche dudit sujet.





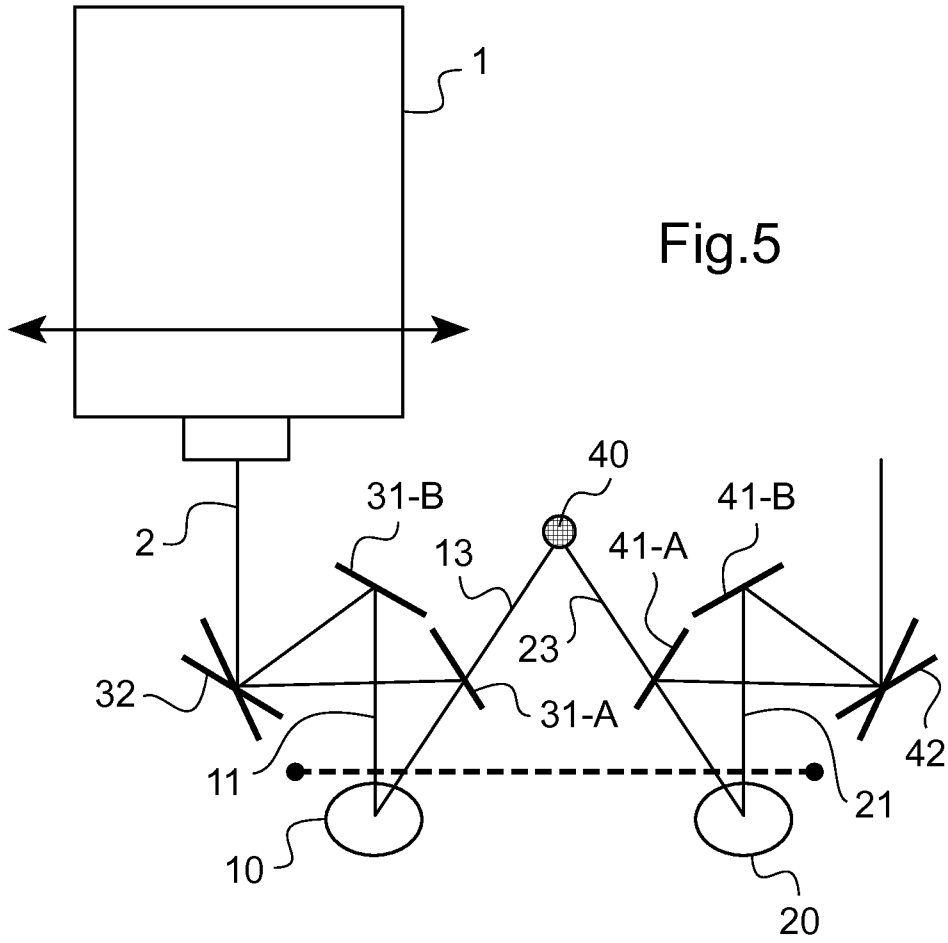
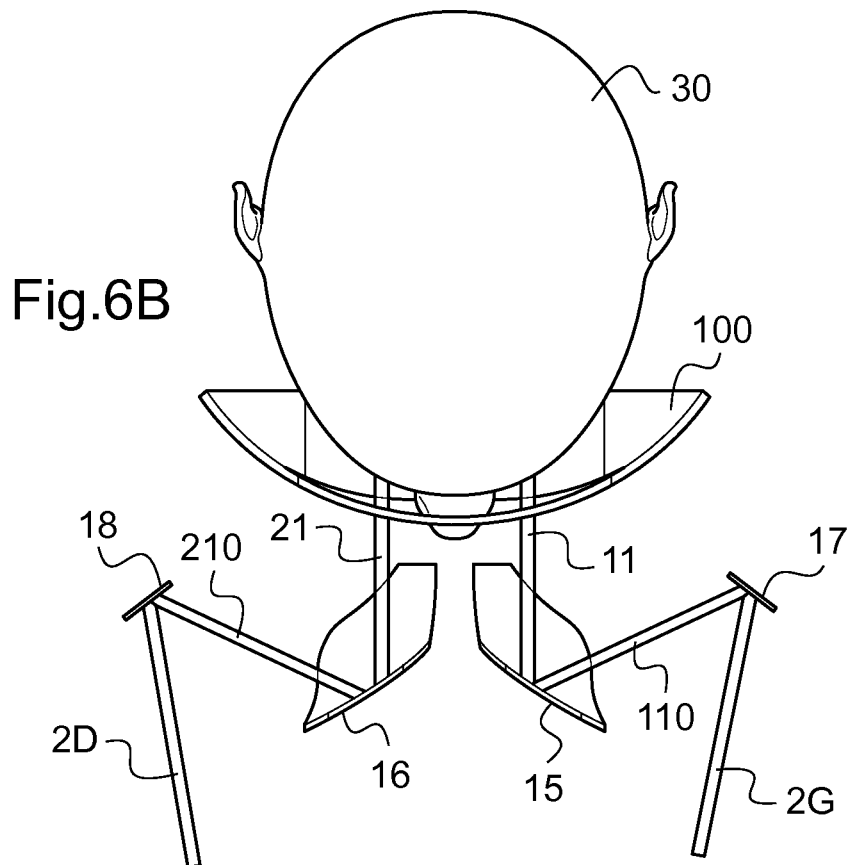
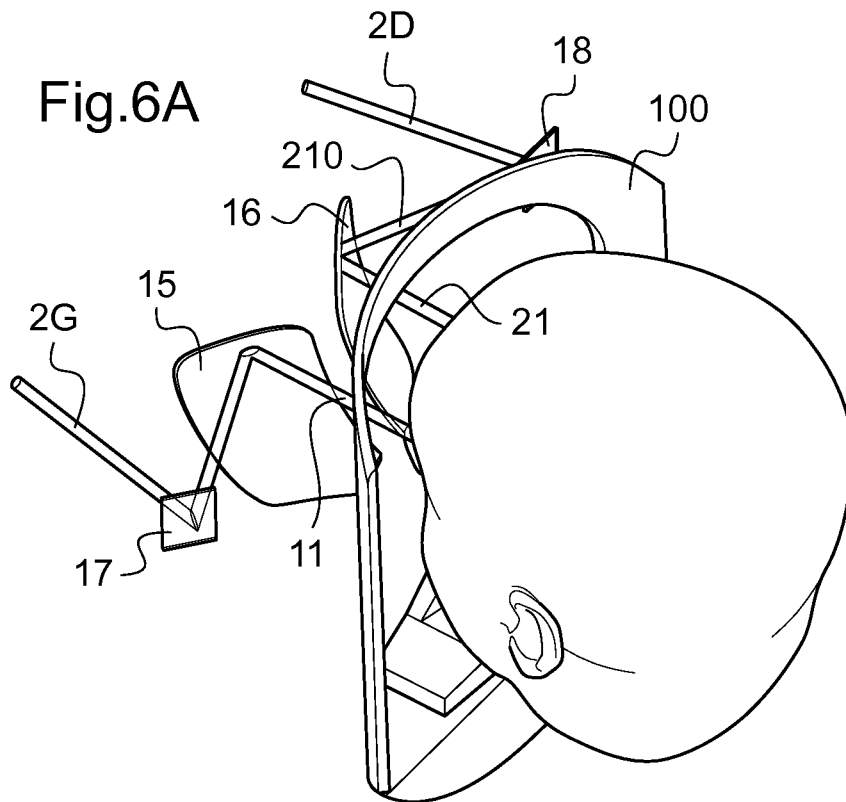


Fig.5



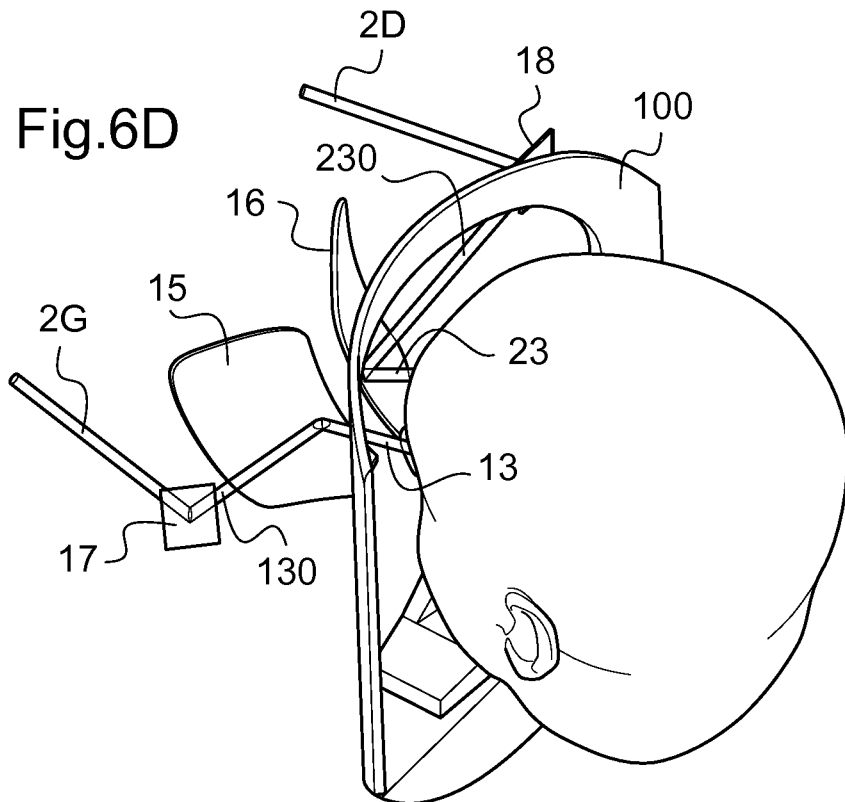
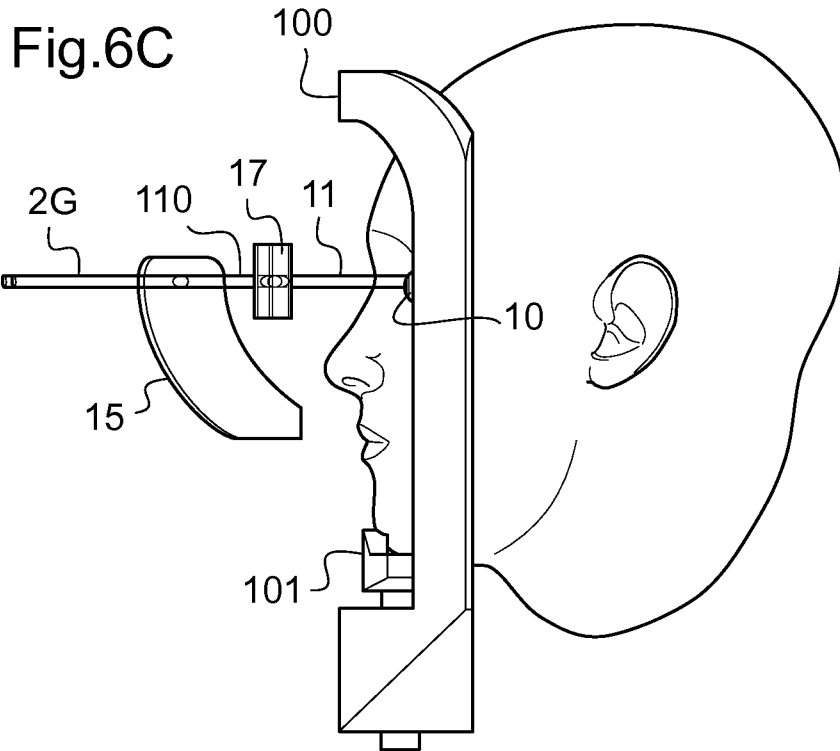


Fig.6E

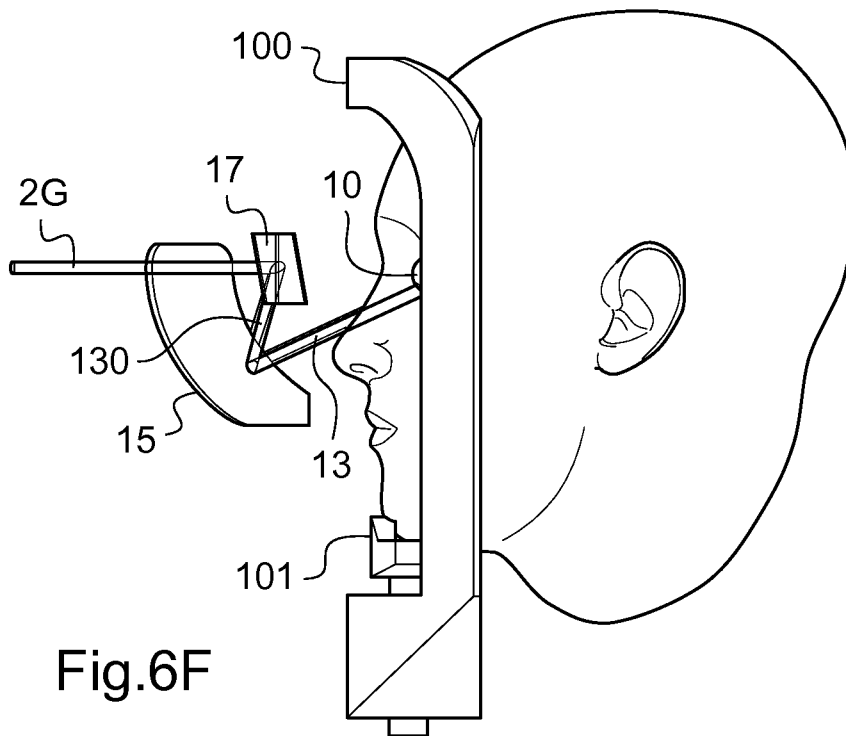
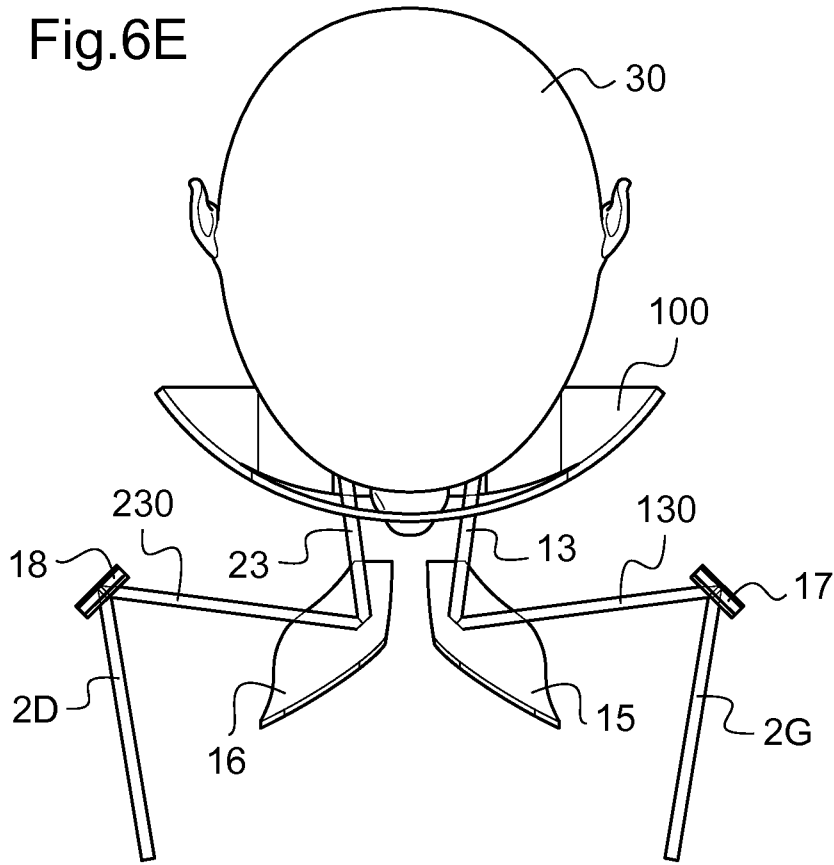


Fig.6F

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/FR2012/052821

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B3/028 A61B3/036 A61B3/103 G02C7/06 A61B3/00
 ADD.

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification **System** followed by classification **symbols**)
A61B G02C

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 practicable, search terms used)
EPO-Internal , WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	EP 1 882 444 A1 (ESSI LOR INT [FR]) 30 January 2008 (2008-01-30) cited in the application figure 2 paragraphs [0001], [0042], [0045], [0055], [0057], [0064] - [0066] -----	1-14
A	US 5 444 504 A (KOBAYASHI TOSHIRO [JP] ET AL) 22 August 1995 (1995-08-22) column 6, lines 41-45 -----	1-14
A	US 3 982 827 A (GAMBS PAUL FREDERIC MARIE) 28 September 1976 (1976-09-28) figures 1,2 column 1, lines 40-60 -----	1-14
	-/- .	

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Spécial catégories of cited documents :

<p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"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)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>"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</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>
---	---

Date of the actual completion of the international search 19 March 2013	Date of mailing of the international search report 26/03/2013
---	---

Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer <p style="text-align: center;">Al brecht, Ronald</p>
--	---

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/FR2012/052821

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2008/151185 A1 (SAITO YOSHIHIRO [JP] ET AL) 26 June 2008 (2008-06-26) figure 1 paragraphs [0032] - [0034] -----	1-14
A	EP 0 326 760 A2 (INTELLIGENT SURGICAL LASERS [US]) 9 August 1989 (1989-08-09) figure 2 column 8, lines 1-50 -----	1-14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No PCT/FR2012/052821

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 1882444	AI	30-01-2008	EP 1882444 AI 30-01-2008
			EP 2046189 A2 15-04-2009
			US 2010091241 AI 15-04-2010
			Wo 2008012299 A2 31-01-2008

US 5444504	A	22-08- 1995	NONE

US 3982827	A	28-09- 1976	ES 209344 Y 01-09-1976
			FR 2278306 AI 13-02-1976
			IT 1031047 B 30-04-1979
			JP S50141191 A 13-11-1975
			US 3982827 A 28-09-1976

US 2008151185	AI	26-06- 2008	JP 4829765 B2 07-12-2011
			JP 2008145701 A 26-06-2008
			US 2008151185 AI 26-06-2008

EP 0326760	A2	09-08- 1989	AU 2630188 A 03-08-1989
			EP 0326760 A2 09-08-1989
			JP H0412976 B2 06-03-1992
			JP H01262836 A 19-10-1989
			US 4901718 A 20-02-1990

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale n°

PCT/FR2012/052821

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE					
INV.	A61B3/028	A61B3/036	A61B3/103	G02C7/06	A61B3/00
ADD..					
Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB					
B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE					
Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement) A61B G02C					
Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche					
Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si cela est réalisable, termes de recherche utilisés) EPO-Internal , WPI Data					
C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS					
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents			no. des revendications visées	
A	EP 1 882 444 A1 (ESSILOR INT [FR]) 30 janvier 2008 (2008-01-30) cité dans la demande figure 2 alinéas [0001], [0042], [0045], [0055], [0057], [0064] - [0066] -----			1-14	
A	US 5 444 504 A (KOBAYASHI TOSHIRO [JP] ET AL) 22 août 1995 (1995-08-22) colonne 6, ligne 41-45 -----			1-14	
A	US 3 982 827 A (GAMBS PAUL FREDERIC MARIE) 28 septembre 1976 (1976-09-28) figures 1,2 colonne 1, ligne 40-60 ----- -/- .			1-14	
<input checked="" type="checkbox"/> Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents <input checked="" type="checkbox"/> Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe					
* Catégories spéciales de documents cités:					
"A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent "E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date "L" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée) "O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens "P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée		"T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention "X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément "Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier "&" document qui fait partie de la même famille de brevets			
Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée		Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale			
19 mars 2013		26/03/2013			
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, Fax: (+31-70) 340-3016		Fonctionnaire autorisé Albrecht, Ronald			

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale n°

PCT/FR2012/052821

C(suite). DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	<p>US 2008/151185 A1 (SAITO YOSHIHIRO [JP] ET AL) 26 juin 2008 (2008-06-26) figure 1 alinéas [0032] - [0034]</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-14
A	<p>EP 0 326 760 A2 (INTELLIGENT SURGICAL LASERS [US]) 9 août 1989 (1989-08-09) figure 2 colonne 8 , ligne 1-50</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-14

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande internationale n°

PCT/FR2012/052821

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
EP 1882444	AI	30-01-2008	EP 1882444 AI	30- 01-2008
			EP 2046189 A2	15-04-2009
			US 2010091241 AI	15-04-2010
			WO 2008012299 A2	31- 01-2008

US 5444504	A	22-08-1995	AUCUN	

US 3982827	A	28-09- 1976	ES 209344 Y	01-09-1976
			FR 2278306 AI	13-02-1976
			IT 1031047 B	30-04-1979
			JP S50141191 A	13-11-1975
			US 3982827 A	28-09-1976

us 2008151185	AI	26-06- 2008	JP 4829765 B2	07-12-2011
			JP 2008145701 A	26-06-2008
			US 2008151185 AI	26-06-2008

EP 0326760	A2	09-08- 1989	AU 2630188 A	03-08-1989
			EP 0326760 A2	09-08-1989
			JP H0412976 B2	06-03-1992
			JP H01262836 A	19-10-1989
			US 4901718 A	20-02-1990
