(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 537 428**
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)

(21) N° d'enregistrement national : **83 19642**

(51) Int Cl³ : A 61 B 3/10; H 04 N 7/00.

(12) DEMANDE DE BREVET D'INVENTION A1

(22) **Date de dépôt :** 8 décembre 1983.

(30) **Priorité** DE, 11 décembre 1982, n° P 32 45 939.4.

(43) **Date de la mise à disposition du public de la demande :** BOPI « Brevets » n° 24 du 15 juin 1983.

(60) **Références à d'autres documents nationaux apparentés :**

(71) **Demandeur(s) :** *Firma CARL ZEISS, firme individuelle de droit allemand.* — DE.

(72) **Inventeur(s) :** Josef Bille.

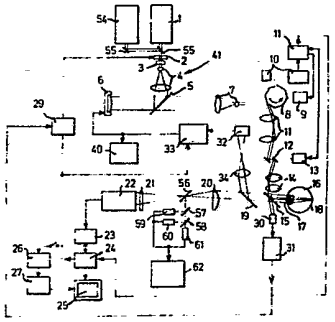
(73) **Titulaire(s) :**

(74) **Mandataire(s) :** Armengaud Jeune, Casanova et Lepeudry.

(54) Procédé et dispositif pour produire une image du fond de l'œil.

(57) L'invention concerne un procédé et un dispositif pour produire une image du fond de l'œil.

Pendant l'exploration du champ d'image 18, on obtient au moins dans une zone partielle 28 des signaux pour un plus grand nombre de points-images que ce qui correspond à la norme de télévision; cette zone partielle est choisie suffisamment grande pour que, pour sa représentation en télévision, chaque point de la trame d'image soit associé à une valeur séparée de signal d'image; le dispositif comprend au moins un analyseur polygonal 8 et il est pourvu d'un miroir actif 6 qui constitue avec un détecteur 32 un circuit de régulation fermé permettant d'effectuer un réglage de netteté d'image; pour la commande d'intensité de la source lumineuse 1, qui peut être un laser He-Ne ou un laser He-Se, il est prévu un obturateur électronique 2; en plus de la production d'image, on peut également mesurer la répartition d'écoulement sanguin dans le fond de l'œil et la saturation en oxygène du sang dans la rétine 18.



FR 2 537 428 - A1

La présente invention concerne un procédé et un dispositif pour produire une image du fond de l'oeil.

Des dispositifs pour observer et pour photographier le fond de l'oeil sont disponibles sur le marché depuis de nombreuses années sous la désignation " appareils photographiques de fond de l'oeil " et ils sont devenus des auxiliaires importants dans le diagnostic ophtalmologique. Ils servent par exemple à une observation circulaire par ce qu'on appelle l'angiographie par fluorescence, au diagnostic de tumeurs intra-oculaires, à la détection d'altération de vaisseaux dans le cas de diabète, à la détection de décollements de la rétine, etc. Dans chaque cas, on doit obtenir une image dans laquelle on peut également détecter de très fines structures de vaisseaux.

Dans les appareils photographiques de fond d'oeil connus, le fond de l'oeil est éclairé au moyen d'un faisceau lumineux qui est dirigé sur la pupille de l'oeil et la lumière réfléchie par la rétine de l'oeil est transmise à un microscope d'observation pour une production d'image. Ces appareils sont parvenus entre temps à la limite de leur possibilité de développement, notamment du fait que la capacité de sollicitation du patient ne peut plus être augmentée.

Pour des raisons de diagnostic, il est cependant souhaitable d'obtenir des images du fond de l'oeil avec une résolution encore améliorée et un meilleur contraste d'image, tout en réduisant le degré de sollicitation du patient.

Une tentative faite dans ce sens est décrite dans le brevet US 4 213 678. Dans l'appareil décrit dans ce brevet, un rayon laser collimaté et concentré par l'oeil est utilisé pour l'éclairement d'un point individuel de la rétine et ce rayon est dévié de manière à obtenir une exploration ponctuelle et séquentielle de la rétine sous forme d'un réseau linéaire. La lumière réfléchie par la rétine et sortant par la totalité de la pupille de l'oeil est déviée vers un récepteur photoélectrique. Le signal produit par celui-ci est synchronisé avec le

mouvement de balayage du rayon laser et il sert à produire une image sur un moniteur de télévision.

Avec cet appareil connu, on diminue la sollicitation du patient par rapport à un appareil de photographie de fond de l'oeil mais cependant la résolution ne peut pas être considérablement augmentée car le rayon laser éclaire à cause d'une diffraction une zone relativement grande de la rétine (d'un diamètre d'environ 10 microns).

Cet inconvénient ne peut également pas être évité par des améliorations de l'optique externe de formation d'image car les moyens de formation d'image de l'appareil optique de l'oeil sont affectés en principe par des aberrations optiques. Egalement une représentation agrandie d'une zone partielle de la rétine, pour laquelle on doit choisir avec cet appareil connu le champ d'exploration en correspondance à cette zone partielle, ne conduit à aucune amélioration sensible de la résolution pouvant être obtenue. A cet égard, à cause de la résolution ponctuelle limitée de l'analyseur résonnant à galvanomètre qui est utilisé, il n'est en principe pas possible de produire et de représenter simultanément une image d'ensemble et une image partielle de haute résolution.

La présente invention a en conséquence pour objet de créer un procédé et un dispositif pour produire une image du fond de l'oeil, de façon à obtenir, en plus d'une image d'ensemble de haute résolution, également des images partielles pouvant être librement sélectionnées dans sa position et ayant la même résolution élevée, ces images pouvant faire l'objet d'une sélection de contraste et pouvant être sélectionnées et représentées d'une manière rapide, simple et avec la présence constante de l'image d'ensemble sans avoir à intervenir dans le mécanisme d'analyse.

L'invention concerne un procédé pour produire une image du fond de l'oeil, dans lequel un rayon lumineux produit par un laser sous la forme d'une trame d'analyse est guidé sur la rétine et la lumière réfléchie par celle-ci est transmise à un récepteur photoélectrique, et dans

lequel le signal provenant de celui-ci sert à produire une image de télévision, ce procédé étant caractérisé en ce que, pendant l'exploration du champ d'image, on obtient au moins dans une zone partielle des signaux pour un plus grand nombre de points-images que ce qui correspond à la norme de télévision et en ce que cette zone partielle est choisie suffisamment grande pour que, pour sa représentation en télévision, chaque point de la trame d'image soit associé à une valeur séparée de signal d'image. Ainsi il est possible de reproduire la zone partielle avec la densité complète d'informations pouvant être représentée dans une image de télévision.

Avec ce procédé, il est possible d'opérer en temps réel et de sélectionner l'image partielle par exemple au moyen de ce qu'on appelle un crayon lumineux. Ainsi par exemple, dans une première opération d'analyse, une image d'ensemble peut d'abord être représentée et, à l'aide de cette image d'ensemble, on sélectionne la zone partielle à observer. Dans une seconde opération d'analyse, on obtient alors pendant l'exploration de cette zone partielle des signaux correspondant à un plus grand nombre de points-images que la norme de télévision.

Il est également possible, pendant l'exploration de la totalité du champ d'image, d'obtenir des signaux d'un plus grand nombre de points-images que la norme de télévision. Ces signaux sont avantageusement convertis numériquement et mémorisés. Les signaux mémorisés sont représentés, dans le processus d'évaluation proprement dit, sous la forme d'une image d'ensemble et, à partir de cette image, il est possible de sélectionner d'une manière connue, une image partielle. Du fait que pour celle-ci on dispose dans la mémoire d'un aussi grand nombre de signaux de points-images que ce qui peut être représenté dans une image de télévision, il est ainsi possible, sans effectuer une nouvelle opération d'analyse, de représenter une image partielle agrandie qui a la même résolution élevée que celle de l'image d'ensemble.

Dans les deux modes opératoires, on n'a pas

à intervenir dans le mécanisme de déviation. On dispose ainsi d'un grand nombre de signaux de points-images de sorte que l'image partielle sélectionnée contient toutes les informations pouvant être représentées. Cette image partielle est ainsi agrandie pour ainsi dire à partir de l'image d'ensemble au moyen d'une " loupe électronique ", la résolution dans l'image partielle étant améliorée en correspondance au grossissement sélectionné.

Indépendamment du mode opératoire choisi, un avantage tout à fait particulier consiste en ce que, après la sélection de l'image partielle, il est possible d'augmenter l'intensité du rayon laser d'exploration à l'intérieur du cadre délimitant l'image partielle. On obtient ainsi l'amélioration du contraste dans l'image partielle sans que la charge totale d'éclairement de l'oeil du patient soit augmentée de façon sensible. On peut ainsi considérer que l'image partielle est observée à l'aide d'une " loupe d'intensité ".

A partir de ces modes de réalisation, il est clair que le nouveau procédé permet d'observer une zone partielle sélectionnée sur le fond de l'oeil avec une résolution améliorée et un plus grand contraste d'image, la sollicitation du patient étant même encore diminuée par comparaison à un appareil de photographie de fond d'oeil classique.

Avec le procédé conforme à l'invention, il est notamment possible d'afficher simultanément sur des moniteurs séparés l'image d'ensemble et l'image partielle respectivement sélectionnées et d'indiquer ainsi nettement à tout moment à l'observateur la position exacte de l'image partielle dans le champ de vision.

Le dispositif pour la mise en oeuvre du procédé conforme à l'invention doit être agencé de façon à permettre, pendant l'analyse du champ d'image, d'obtenir des signaux d'un plus grand nombre de points-images que ceux pouvant être représentés dans une image de télévision. Cela signifie par exemple, lors de l'utilisation de la norme de télévision CCIR, que dans chaque ligne d'image on

doit obtenir une résolution nette pour plus de 800 points-images. Lors de l'observation classique d'un oeil, on a tendance à utiliser un angle de déviation de 30° pour lequel on peut observer sur la rétine une surface d'un diamètre d'environ 8 mm. On peut facilement se rendre compte que, au moyen du dispositif connu d'après le brevet US 4 213 678, il n'est pas possible en principe d'atteindre la haute résolution imposée car le rayon laser, par suite de défauts provoqués par les aberrations du système optique de formation d'image de l'oeil, ne peut être amené sur la rétine avec un diamètre de spot inférieur à environ 10 microns.

Le dispositif conforme à l'invention permet de résoudre le problème correspondant par le fait que, conformément à l'invention, pour une exploration rapide et linéaire du champ d'image dans au moins une direction de coordonnées, il est prévu un analyseur polygonal et par le fait qu'il est prévu entre la source de lumière laser et les analyseurs un élément d'image actif qui constitue avec un détecteur un circuit fermé de régulation pour un réglage de netteté d'image opérant par voie adaptative-optique.

L'élément d'image actif est avantageusement agencé sous forme d'un miroir actif, comme cela est connu d'après la littérature technique pour d'autres buts d'utilisation. Comme détecteur dans le circuit de régulation, il est prévu avantageusement un détecteur de front d'onde. Un circuit de régulation se composant essentiellement desdits éléments permet un réglage de netteté d'image en opérant par voie adaptative-optique, c'est-à-dire qu'il permet de compenser des défauts d'image qui sont provoqués par les aberrations du système optique de formation d'image et des milieux de transmission de l'oeil.

Avec le dispositif conforme à l'invention, le rayon laser d'éclairement est généralement élargi à un diamètre de 3 à 4 mm, et également encore plus dans des cas d'exception, et il est possible, par une compensation de toutes les aberrations existantes, de focaliser le

rayon laser sur la rétine avec un spot ayant un diamètre minimal de 2 à 3 microns. Ainsi il est possible d'obtenir une résolution nette pour 5 000 points-images par ligne d'analyse, c'est-à-dire qu'on peut par exemple déclencher et représenter des récepteurs individuels dans le Fovea.

Du fait que, lors de l'utilisation du réglage de netteté d'image par voie adaptative-optique, les données concernent le front d'onde de la lumière laser de formation d'image, le dispositif conforme à l'invention permet de rétablir la variation d'indice de réfraction à l'intérieur de l'oeil de sorte que pour la première fois il est possible d'effectuer une détermination automatique de réfraction de haute précision.

Avec le nouveau dispositif, la déviation du rayon laser d'éclairement est effectuée, dans au moins une direction de coordonnées, au moyen d'un analyseur polygonal, dans lequel la déviation du rayon lumineux s'effectue au moyen d'un miroir polygonal tournant rapidement. L'analyseur polygonal est de préférence utilisé pour effectuer une exploration dans la direction x, c'est-à-dire dans la direction des lignes de télévision. Pour une exploration dans la direction y, on peut également utiliser un analyseur polygonal mais il est cependant également possible d'effectuer cette déviation par l'intermédiaire d'un miroir à galvanomètre.

Dans chaque cas, il est nécessaire d'obtenir à partir des éléments de déviation du rayon laser des impulsions de synchronisation qui servent à la synchronisation de la trame d'image du moniteur de télévision servant à la production d'image avec la trame d'exploration.

Le dispositif agencé conformément à l'invention pour produire une image du fond de l'oeil peut être modifié avec des moyens simples pour former un dispositif de mesure d'écoulement sanguin et de mesure de la saturation du sang en oxygène. De telles mesures sont très utiles pour le médecin exminant un patient car elles permettent de confirmer le diagnostic trouvé au moyen de l'image du fond de l'oeil par des mesures sans avoir à faire

intervenir un autre appareil.

La mesure de l'écoulement sanguin est effectuée au moyen d'un vélocimètre Doppler à laser dont la structure sera mise en évidence dans la description des figures qui va suivre. Avec ce dispositif, il est possible de déterminer la répartition spatiale de l'écoulement sanguin dans le fond de l'oeil, ce qui est d'une grande importance notamment lors d'expériences de détection de diabète.

La mesure de saturation du sang en oxygène fournit un moyen de déterminer la répartition spatiale de la saturation en oxygène dans la rétine, ce qui est important pour des examens concernant le diabète et la circulation.

Des dispositifs pour la mesure d'écoulement sanguin et pour la mesure de la saturation du sang en oxygène sont connus en tant que tels. Cependant il est nouveau, et particulièrement utile, de pouvoir effectuer ces mesures, conformément à la possibilité offerte par l'invention, au moyen du même appareil qui sert à produire une image de grande netteté et de fort contraste du fond de l'oeil.

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention seront mis en évidence dans la suite de la description, donnée à titre d'exemple non limitatif, en référence aux dessins annexés dans lesquels :

la figure 1 représente un exemple de réalisation d'un dispositif conforme à l'invention,

la figure 2 représente un exemple d'une image du fond de l'oeil pouvant être produite avec le dispositif de la fig. 1,

la figure 3 est une représentation de principe du miroir actif utilisé dans le dispositif de la fig. 1,

la figure 4 est une vue en perspective du miroir actif,

la figure 5 est une représentation particulière du détecteur de front d'onde contenu dans le dispositif de la fig. 1,

la figure 6 est un exemple de réalisation d'un vélocimètre

Doppler à laser pour la mesure d'écoulement sanguin, la figure 7 donne la relation entre le coefficient d'extinction d'hémoglobine et d'oxyhémoglobine et la longueur d'onde.

Sur la figure 1, on a désigné par 1 un laser utilisé comme source lumineuse, qui est agencé par exemple sous la forme d'un laser He-Ne de 2 mW, qui émet pour une longueur d'onde de 633 nm. La lumière émise par le laser passe au travers d'un obturateur 2 pouvant être commandé électriquement, par exemple une cellule de Pockel, et un polariseur 3. Au moyen du système optique 4 représenté schématiquement, le rayon laser est élargi et il est envoyé par l'intermédiaire d'un miroir semi-transparent 5 sur un miroir actif 6. La lumière réfléchie par ce miroir traverse un système optique 7 et arrive sur un miroir polygonal 8, qui est entraîné en rotation dans le sens de la flèche au moyen d'un moteur 9.

Si le miroir polygonal 8 se compose par exemple de 20 facettes, sa vitesse de rotation est d'environ 12 000 t/min. Pendant sa rotation, il dévie le rayon laser linéairement dans la direction de lignes x. Pour une fréquence de répétition de lignes de 4 kHz, on obtient un angle de déviation utilisable de 30° avec un temps mort de 20 % qui est conditionné par l'alternance des facettes. Un système 10 représenté schématiquement sert à produire des impulsions de synchronisation qui définissent le début et la fin de chaque ligne d'exploration. Ces impulsions sont appliquées à une unité de commande 11.

Un tel analyseur polygonal est connu par exemple d'après la revue " Analytical and Quantitative Cytology" volume 3, n° 1, Mars 1981, pages 55/66, notamment pages 57 et 63.

Le plan optique de déviation forme une image, par l'intermédiaire d'un objectif 11, sur un analyseur linéaire à galvanomètre 12, qui dévie le rayon laser dans une direction verticale en forme de dents de scie. Pour l'entraînement de l'analyseur 12, il est prévu un dispositif 13 qui reçoit des impulsions de commande par l'intermé-

diaire de l'unité de commande 11. L'unité de commande 11 combine tous les signaux de commande avec stabilité de phase avec le signal de référence de miroir provenant du système 10 car, à cause de la grande inertie du miroir polygonal rotatif 8, il n'est pas possible de régler sa vitesse de rotation à une valeur fixe.

Le rayon laser d'éclairement forme une image, par l'intermédiaire d'un autre objectif 14, sur la pupille de l'oeil 16 et il est introduit par l'intermédiaire d'un miroir semi-transparent 15 dans l'oeil. Le rayon d'éclairement a une certaine étendue dans le plan de pupille 17 de l'oeil 16, car celui-ci est conjugué avec les plans de déviation des analyseurs 8 et 12.

Le rayonnement réfléchi sur la rétine 18 passe au travers d'un miroir semi-transparent 19, il est collecté par une lentille asphérique 20 ayant un grand rapport d'ouverture, il sort par l'intermédiaire d'un autre polariseur 21 et il est détecté au moyen d'un récepteur 22 à proximité d'un plan conjugué du plan de pupille 17 de l'oeil 16.

Les signaux fournis par le récepteur 22 sont amplifiés dans un amplificateur 23 et sont transmis par l'intermédiaire d'un générateur de signaux normalisés de télévision 24 à un moniteur de télévision 25. Le générateur de signaux normalisés de télévision 24 est commandé par l'unité de commande 11 et il fournit les impulsions de synchronisation nécessaires pour une production d'image. Ainsi on peut voir sur le moniteur 25 une image du fond de l'oeil 18 car la trame d'exploration balayée par le rayon laser d'éclairement sur la rétine 18 concorde avec la trame de télévision.

Il est sélectivement également possible de convertir numériquement les signaux provenant du récepteur 22, après amplification en 23, dans un convertisseur 26 et de les introduire dans une mémoire 27. Cette mémoire peut être agencée sous forme d'une mémoire de répétition d'un système numérique d'image qui, après terminaison du cycle de lecture, représente les signaux d'image sur le

moniteur 25 avec un codage de simulation de couleur. Il est également possible d'agencer la mémoire 27, avec un dimensionnement correspondant, sous forme d'une mémoire de longue durée. Dans ce cas les signaux d'image peuvent être extraits de façon constante de sorte que par exemple il est possible d'effectuer une comparaison d'images qui ont été produites à des instants différents ; également il est ainsi possible de traiter à tous moments les signaux d'image par des techniques de mesures.

Les polariseurs 3 et 21 sont disposés en croix l'un par rapport à l'autre. Ainsi on supprime la réflexion de la cornée. En coopération avec l'obturateur électronique 2, il est possible de faire ressortir, avec augmentation d'intensité, une zone partielle déterminée qui est sélectionnée au moyen de l'image d'ensemble apparaissant sur le moniteur 25. Pour mieux expliquer cela, on va considérer la figure 2 qui est une vue d'ensemble obtenue par exemple lors de l'exploration de la rétine 18 de l'oeil 16 au moyen des analyseurs 8 et 12. Au moyen d'un crayon lumineux, on peut sélectionner d'une manière connue une zone partielle, par exemple la zone 28 sur l'image d'ensemble apparaissant sur le moniteur 25. Le générateur 24 produit alors les impulsions nécessaires de synchronisation qui font en sorte que, par l'intermédiaire du dispositif de commande 29 de l'obturateur 2, le rayon laser d'éclairement passe avec une plus grande intensité tant qu'il se déplace dans la zone partielle sélectionnée 28. Cette intensité est ainsi augmentée par rapport à celle qui est établie lors du mouvement du rayon d'exploration à l'extérieur de la zone partielle 28. Cette zone partielle 28 est ainsi mise en évidence par ce qu'on appelle une " loupe d'intensité " et elle a un meilleur contraste d'image que la partie environnante. La zone 28 est alors avantageusement reproduite avec le format complet sur le moniteur 25 à la place de la vue d'ensemble. Il est évident qu'il est également possible d'utiliser deux moniteurs et de représenter simultanément la vue d'ensemble et l'image de la zone partielle 28.

L'obturateur électronique 2 fonctionne suffisamment rapidement pour qu'il soit également possible de produire une coagulation des vaisseaux endommagés, qui ont été localisés de façon nette au moyen de l'image d'ensemble ou d'une image partielle, par une augmentation momentanée de l'intensité du rayon laser. On est ainsi assuré que l'intensité lumineuse ne soit augmentée fortement que lorsque le rayon d'exploration a atteint les coordonnées des vaisseaux à coaguler.

Comme le montre la fig. 1, le rayon laser d'éclairement arrive au travers du miroir 15 disposé en avant de l'oeil 16 sur un récepteur 30. Celui-ci sert au contrôle de la puissance appliquée et il coupe automatiquement le rayon laser par l'intermédiaire de l'unité de commande 31 et de l'obturateur 2 aussitôt que cette puissance atteint des valeurs excessivement élevées. Simultanément ce récepteur sert à éliminer des variations d'intensité du rayon laser d'éclairement par régulation par l'intermédiaire de l'obturateur.

Il s'est avéré que les images représentées sur le moniteur 25 et obtenues par exploration apparaissent avec une netteté plus grande que les images obtenues avec un appareil photographique de fond d'oeil d'une conception classique. Pour pouvoir sélectionner une netteté optimale des images, il est avantageux d'utiliser à la place du laser He-Ne 1 un laser à colorant réglable. Celui-ci permet de sélectionner la longueur d'onde la mieux appropriée du rayon d'éclairement.

Dans le trajet du rayon d'éclairement de l'appareil de la fig. 1, il est prévu un élément-image actif 6, qui sert à améliorer l'image par voie adaptative-optique dans un circuit de régulation fermé. Ce circuit de régulation contient un détecteur de front d'onde 32 représenté schématiquement, qui détermine les aberrations optiques de l'image de la rétine 18 qui arrive sur lui par l'intermédiaire du miroir 19. Au moyen d'un circuit de régulation qui sera décrit en détail dans la suite et de l'élément-image 6, les aberrations sont compensées par ce

réglage.

Comme élément-image actif 6, on a choisi dans l'exemple représenté un miroir à membrane, tel que celui connu d'après la revue " J. Opt. Soc. Am.", volume 67, (1977), n° 3, Mars 1977, pages 399/406. Un tel miroir se compose, comme le montre la représentation schématique de la fig. 3, d'une électrode transparente 34, qui a été formée par vaporisation sur une fenêtre de verre et qui est soumise à une tension U_o. A une faible distance (environ 50 microns) de cette électrode, il est prévu une feuille réfléchissante 35 mise à la terre, qui se compose d'une feuille de matière plastique très mince (environ 0,5 micron d'épaisseur), qui a été revêtue d'aluminium par vaporisation. A nouveau à une faible distance de celle-ci (environ 50 microns), il est prévu un réseau de plusieurs, par exemple 63, électrodes 36 qui peuvent être excitées individuellement. L'excitation des électrodes 36 est assurée au moyen d'une tension $U_o \pm U_i$ et on obtient une force électrostatique résultante qui est appliquée à la feuille 35. Le miroir 6 correspond ainsi à un électromètre à plusieurs canaux, la déviation maximale de la feuille 35 étant d'un ordre de grandeur de 1 micron.

L'excitation du miroir 6 est effectuée avantageusement sur la base d'un procédé de régulation modulée. A cet égard, on module des formes de base de l'aberration optique, comme un astigmatisme, une aberration sphérique, une défocalisation et une influence sur le faisceau laser d'éclairement dans un plan conjugué du plan de pupille 17 de l'oeil 16. Cela est réalisé, comme le montre la fig. 4, au moyen d'un calculateur de commande 33. Celui-ci contient un dispositif 33a, qui produit les signaux correspondant aux formes de base précitées des aberrations optiques ainsi qu'un dispositif 33b, qui sert à la répartition de ces signaux sur les électrodes 36.

L'image produite après enclenchement du miroir 6 est projetée par l'intermédiaire du miroir 19 sur un détecteur de front d'onde 32. Un exemple de structure de

ce détecteur de front d'onde 32 est visible sur la fig. 5.

La lumière réfléchie par l'oeil 16 forme, au moyen d'un système optique 34, qui contient en 35 un plan de diaphragmage conjugué, une image sur une grille tournante 36. Le modèle d'interférence ainsi engendré forme par l'intermédiaire du système optique 37 une image sur un réseau de diodes 38, qui mesure l'évolution du front d'onde. Par l'intermédiaire du processeur 39, on obtient des signaux qui déplacent par l'intermédiaire du dispositif 33 le miroir actif 6 jusqu'à ce qu'on obtienne les paramètres optimaux de focalisation qui compensent toutes les aberrations optiques de l'oeil examiné 16.

Lorsqu'on a atteint cet état optimal de correction, il est possible de focaliser sur la rétine 18 le rayon laser d'éclairement, élargi à un diamètre d'environ 4 mm, sur une distance focale minimale d'un diamètre d'environ 2,5 microns.

Les données obtenues lors du réglage de netteté d'image par voie adaptative-optique qui a été décrit ci-dessus, en faisant intervenir le front d'onde de la lumière laser de formation d'image, permettent de reconstituer le motif de réfraction à l'intérieur de l'oeil 16. A cet effet, on utilise le dispositif 40. Celui-ci est avantageusement agencé de manière que les données obtenues soient affichées ou enregistrées.

Les données de correction obtenues pour le miroir 6 sont mémorisées dans la partie-mémoire du calculateur de commande 33 et elles peuvent être extraites de cette partie à tout moment approprié.

Avant l'observation effective de l'oeil 16 par le praticien, la détermination des aberrations est initialement effectuée par le réglage de netteté d'image par voie adaptative-optique qui a été décrit ci-dessus. A cet effet, on effectue une opération séparée d'examen. Dans celle-ci, on détermine, avec un débit de données correspondant par exemple à 100 directions/s, les paramètres optimaux de focalisation dans différentes directions dans l'oeil. Les données ainsi obtenues pour les aberrations de

l'oeil 16 sont mémorisées dans la mémoire du calculateur 33. Pendant un temps de prise de vue de 80 ms, il est par exemple possible, du fait de la vitesse du miroir actif 6 et de la préparation des données, d'obtenir une résolution de 800 sous-ouvertures avec 63 électrodes de correction 36 à l'intérieur d'une zone sélectionnée du fond de l'oeil.

Lors de l'opération d'examen proprement dite, les valeurs de correction concernant le miroir 6 sont extraites en temps réel de la mémoire du calculateur 33 de sorte qu'on peut produire des images de fond de l'oeil qui sont géométriquement à l'échelle et qui n'ont pas été falsifiées par les aberrations optiques de l'oeil.

Lors de l'exploration de la rétine 18 au moyen d'un rayon laser d'éclairement qui a été corrigé par l'intermédiaire du miroir 6, on peut obtenir sur une ligne d'exploration des signaux correspondant à un plus grand nombre de points-images que sur l'image de télévision apparaissant sur le moniteur 25. Il est ainsi possible de distinguer d'une façon nette par exemple plus de 5000 points-images sur une ligne. Le moniteur 25 représente pour cette raison une vue d'ensemble produite à partir des signaux obtenus.

Lorsque, au moyen de l'image d'ensemble, on désire sélectionner une partie d'image à examiner de façon plus précise, par exemple la partie 28 de la fig. 2, cette partie est représentée avec le format complet sur le moniteur 25, auquel cas on obtient également la résolution intégrale lorsque la zone partielle 28 est choisie en correspondance à sa grandeur. Le générateur de signaux de normalisation 24 assure une telle adaptation.

Il est également possible, avec le dispositif décrit et représenté sur la fig. 1, d'observer une partie d'image avec une résolution améliorée sans qu'il soit nécessaire d'intervenir de façon quelconque dans le système optique de l'appareil. On peut ainsi parler d'un grossissement d'image au moyen d'une " loupe électronique ".

Il est possible et avantageux d'utiliser en même temps que la loupe électronique décrite également la

loupe d'intensité, c'est-à-dire d'explorer la partie d'image sélectionnée avec une plus grande intensité. Ainsi il est possible d'obtenir pour la première fois une représentation détaillée d'une image de fond de l'oeil avec une haute résolution et un fort contraste d'image. La résolution est alors d'autant plus grande que des récepteurs individuels sont distingués dans le Fovea.

Il n'est généralement pas nécessaire de corriger de façon optimale le rayon laser d'éclairement sur tout le champ d'image au moyen du miroir actif 6. Il est particulièrement intéressant dans la plupart des cas d'effectuer la correction sur de petits champs d'image, par exemple le Fovea ou également des vaisseaux individuels.

Pour cette raison, on produit généralement d'abord une image d'ensemble, auquel cas le miroir 6 n'est pas activé. A l'aide de cette image d'ensemble, on sélectionne ensuite sur le moniteur 25 les zones partielles intéressantes et on effectue sur ces zones le réglage de netteté d'image par voie adaptative-optique. Les valeurs de correction ainsi obtenues sont mémorisées dans le calculateur 33.

Lors de l'agrandissement suivant des zones partielles sélectionnées, celles-ci sont représentées sur le moniteur 25 avec une grande netteté d'image et un fort contraste.

Lors de l'examen d'yeux anormaux, par exemple dans le cas d'une très grande myopie ou également après des opérations de cataracte, il peut être également avantageux d'effectuer une correction du rayon d'éclairement sur tout le champ d'image pour obtenir d'une part une bonne image d'ensemble et pour pouvoir d'autre part sélectionner des zones partielles quelconques.

Pour obtenir avec le dispositif représenté sur la figure 1 également une très haute résolution d'image dans une direction verticale, il est possible d'opérer avec une fenêtre d'image qui se présente sous forme de bandes et qui contient toutes les lignes

d'image à suivre au moyen de l'analyseur 12. Cette fenêtre d'image est ensuite déplacée dans une direction verticale et la totalité de l'image est reconstituée à partir des différentes bandes dans la mémoire 27.

Le dispositif conforme à l'invention est agencé d'une manière particulièrement avantageuse de façon à permettre, en plus d'une représentation d'image très précise, également une mesure de la répartition spatiale de l'écoulement sanguin dans le fond de l'oeil ainsi qu'une mesure de la répartition spatiale de la saturation en oxygène du sang dans la rétine.

Pour la mesure de la répartition spatiale d'écoulement sanguin, on utilise un vélocimètre Doppler à laser différentiel 41, qui a été représenté de façon particulière sur la figure 6. Le rayon du laser He-Ne 1 est divisé au moyen du système à prismes 42 en deux rayons parallèles de même intensité, qui sont focalisés par l'intermédiaire d'un prisme-Dove 43 et d'un objectif 44 sur un point commun de la rétine 18. Dans la zone de croisement, c'est-à-dire dans le volume de mesure, il se produit un modèle d'interférence. Des érythrocytes qui traversent ce réseau lumineux produisent un signal de lumière dispersée, dont la fréquence de modulation est proportionnelle à l'espacement des bandes et à la vitesse des particules. Ce signal de lumière dispersée est transmis par l'intermédiaire de miroirs 45, 46 à un récepteur 47 en avant duquel sont disposés un filtre d'interférence 48 et un diaphragme 49. Le signal de mesure fourni par le récepteur 47 est filtré dans un filtre à bande passante 50, il est converti numériquement dans un convertisseur 51 et il est soumis à une mémorisation intermédiaire dans un système à microprocesseur 52. A l'aide d'une transformation de Fourier rapide et temporellement optimisée, le spectre de puissance est calculé dans ce microprocesseur et on détermine à partir de ce spectre la vitesse d'écoulement qui est affichée en 53.

Le vélocimètre de la Fig. 6 n'a pas été représenté sur la Fig. 1 pour simplifier le dessin. Sa

place dans le dispositif a été matérialisée par la flèche 41, c'est-à-dire qu'il remplace pratiquement le système optique 4. La lentille 44 de la fig. 6 est constituée dans ce cas par la lentille de l'oeil 16.

Le dispositif de la fig. 1 peut également opérer avec un laser He-Se 54, dont le rayon est réfléchi par l'intermédiaire du miroir 55. Un tel laser permet de disposer par exemple d'une puissance de sortie de 100 mW, qui couvre sur de très nombreuses lignes la zone visible du spectre. Les lignes jaunes du laser, dans la zone d'absorption des molécules d'hémoglobine et d'oxyhémoglobine, conviennent pour la mesure de la saturation en oxygène dans les vaisseaux sanguins de la rétine. Sur la base des différentes caractéristiques spectrales d'absorption de l'oxyhémoglobine et de l'hémoglobine désoxygénée, il est possible de déterminer le degré de saturation en oxygène pour des longueurs d'onde de 559 nm, 569 nm et 586 nm. A cet effet, la lumière réfléchie par l'oeil 16 est transmise par l'intermédiaire d'un miroir 56 et de deux miroirs spectraux 57, 58, à trois récepteurs 59, 60, 61. Les signaux spectraux produits par ceux-ci sont appliqués à un calculateur 62 qui détermine la saturation en oxygène.

La figure 7 représente la relation entre les coefficients d'extinction de l'hémoglobine (Hb) et de l'oxyhémoglobine (HbO_2) en fonction de la longueur d'onde. La mesure est effectuée pour la longueur d'onde de 559 nm alors que, pour les longueurs d'onde de 569 nm et 586 nm, on obtient des points d'intersection qui sont utilisés pour une normalisation. Pour compenser l'effet de dispersion d'arrière-plan normalement existant, il peut être avantageux d'utiliser lors de la mesure encore deux ou trois autres longueurs d'onde produites par le laser 54. Il est ainsi possible d'améliorer le rapport signal/bruit.

REVENDICATIONS

1. Procédé pour produire une image du fond de l'oeil, dans lequel un rayon lumineux produit par un laser sous la forme d'une trame d'analyse est guidé sur la rétine et la lumière réfléchie par celle-ci est transmise à un récepteur photoélectrique, et dans lequel le signal provenant de celui-ci sert à produire une image de télévision, caractérisé en ce que, pendant l'exploration du champ d'image (18), on obtient au moins dans une zone partielle (28) des signaux pour un plus grand nombre de points-images que ce qui correspond à la norme de télévision et en ce que cette zone partielle est choisie suffisamment grande pour que, pour sa représentation en télévision, chaque point de la trame d'image soit associé à une valeur séparée de signal d'image.

2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que, pendant l'exploration de tout le champ d'image, on obtient des signaux correspondant à un plus grand nombre de points-images que ce qu'on obtient avec la norme de télévision.

3. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que, dans une première opération d'exploration, une image d'ensemble est d'abord représentée, en ce que, à l'aide de cette image d'ensemble, on sélectionne la zone partielle à faire ressortir (28), et en ce que, dans une seconde opération d'exploration, on obtient pendant l'exploration de cette zone partielle, des signaux correspondant à un plus grand nombre de points-images qu'avec la norme de télévision.

4. Procédé selon l'une des revendications 1 et 3, caractérisé en ce que l'intensité du rayon laser d'éclairement est augmentée pendant l'exploration de la zone partielle sélectionnée (28).

5. Procédé selon l'une des revendications 1 à 4, caractérisé en ce qu'une image d'ensemble est représentée en même temps qu'une zone partielle sélectionnée (28).

6. Dispositif pour la mise en oeuvre du procédé selon la revendication 1, comportant une source de lumière

laser (1), des analyseurs (8, 12) pour faire dévier le rayon laser sous la forme d'une trame d'exploration avec lignes, un récepteur (22) sur lequel est focalisée la lumière réfléchie par le fond (18) de l'oeil (16), et une installation de télévision (23- 27) synchronisée par l'intermédiaire des analyseurs pour l'affichage des signaux provenant du récepteur, caractérisé en ce que, pour une exploration rapide et linéaire du champ d'image (18) dans au moins une direction de coordonnées, il est prévu un analyseur polygonal (8) et en ce qu'il est prévu entre la source de lumière laser (1) et les analyseurs (8, 12) un élément-image actif (6) qui constitue avec un détecteur (32) un circuit de régulation fermé pour un réglage de netteté d'image par voie adaptative-optique.

7. Dispositif selon la revendication 6, caractérisé en ce que l'élément-image actif est agencé sous forme d'un miroir actif (6).

8. Dispositif selon la revendication 6, caractérisé en ce qu'il est prévu comme détecteur dans le circuit de régulation un détecteur de front d'onde (32).

9. Dispositif selon la revendication 6, caractérisé en ce qu'il est prévu, en considérant la direction de la lumière, en arrière de la source lumineuse (1) et en avant du récepteur (22) des polariseurs (3, 21) disposés en croix et en ce qu'il est prévu entre la source de lumière (1) et le polariseur (3) un obturateur électronique (2) pouvant être commandé par l'intermédiaire de l'installation de télévision (23- 27).

10. Dispositif selon l'une des revendications 6 et 9, caractérisé en ce que l'installation de télévision (23-27) est pourvue d'au moins une mémoire d'image (27).

11. Dispositif selon l'une des revendications 6 à 10, caractérisé en ce qu'il est prévu en addition un dispositif (41) pour la mesure de la répartition spatiale d'écoulement sanguin dans le fond d'oeil (18).

12. Dispositif selon l'une des revendications 6 à 11, caractérisé en ce qu'il est prévu additionnellement un dispositif (54 à 62) pour la mesure de la répartition

spatiale de la saturation en oxygène du sang dans la rétine (18) de l'oeil examiné (16).

Fig.1

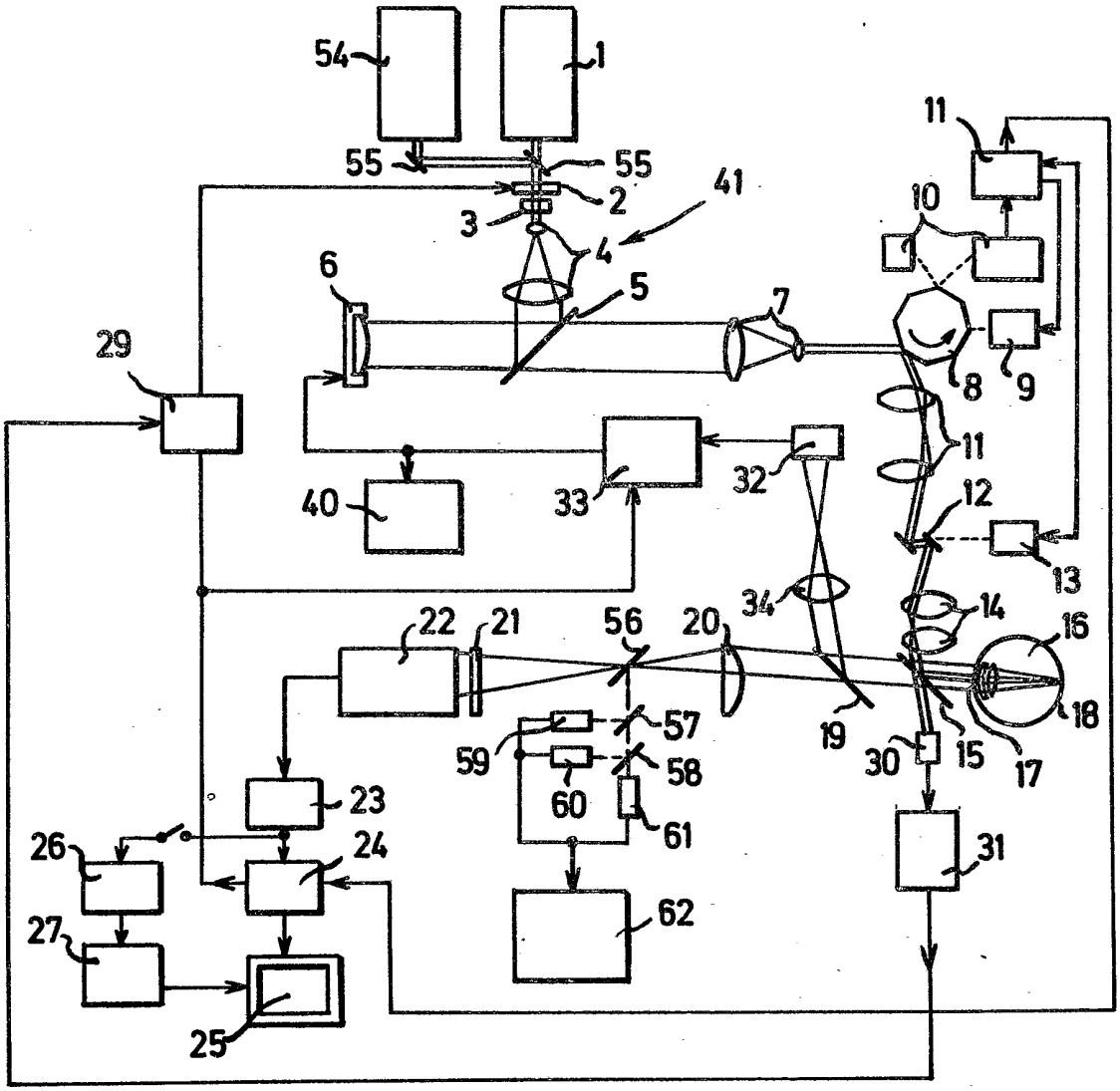

54
1
55
55
2
3
41
4
5
6
7
8
9
10
11
29
40
33
32
11
12
13
34
14
16
22
21
56
20
18
57
59
58
19
30
15
17
60
61
23
26
24
31
27
62
25

Fig.2

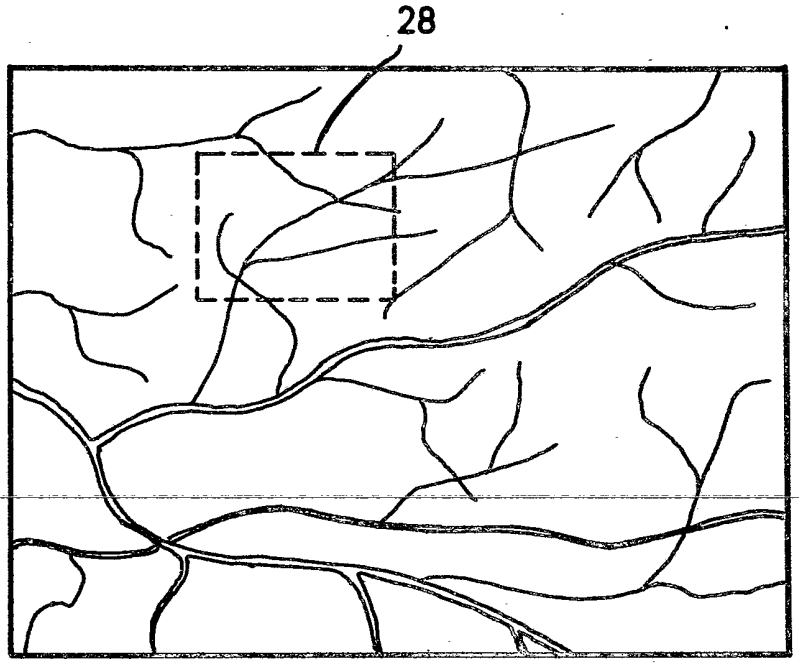


Fig.3

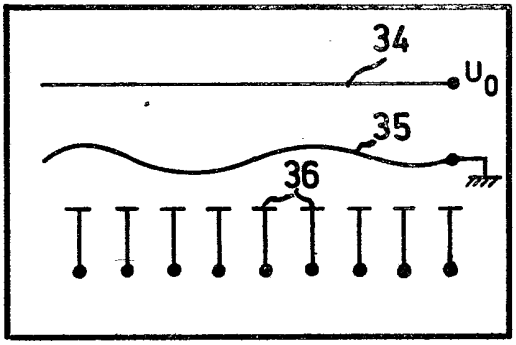


Fig. 4

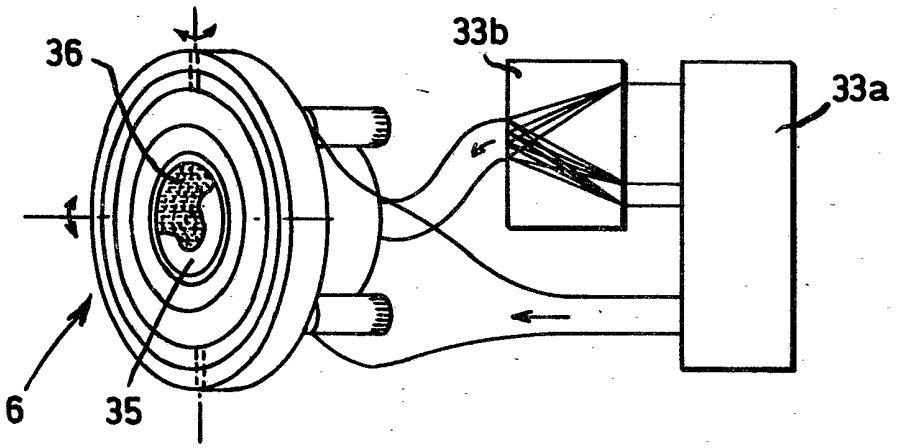


Fig. 5

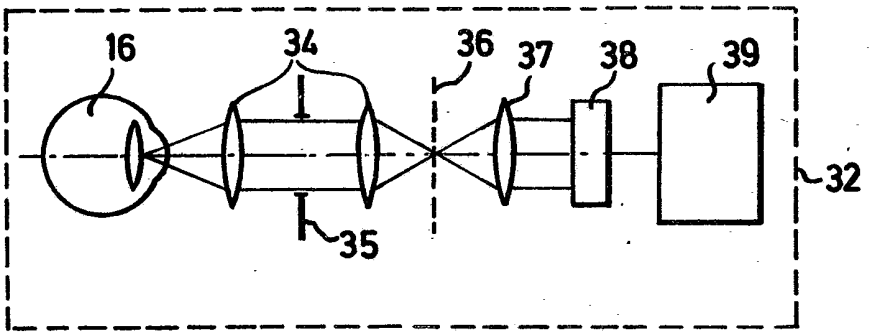
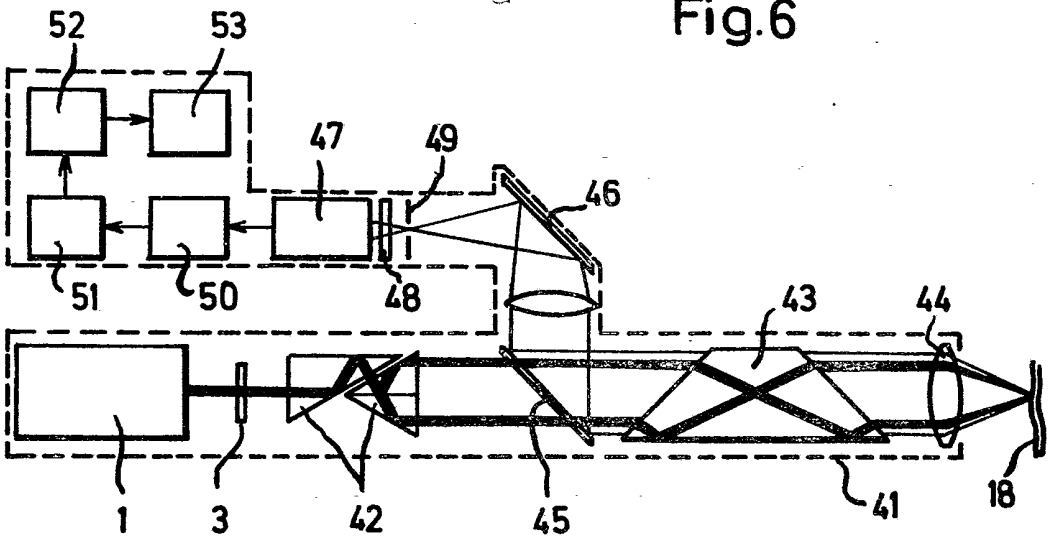


Fig.6


52
53
47
49
46
51
50
48
43
44
1
3
42
45
41
18

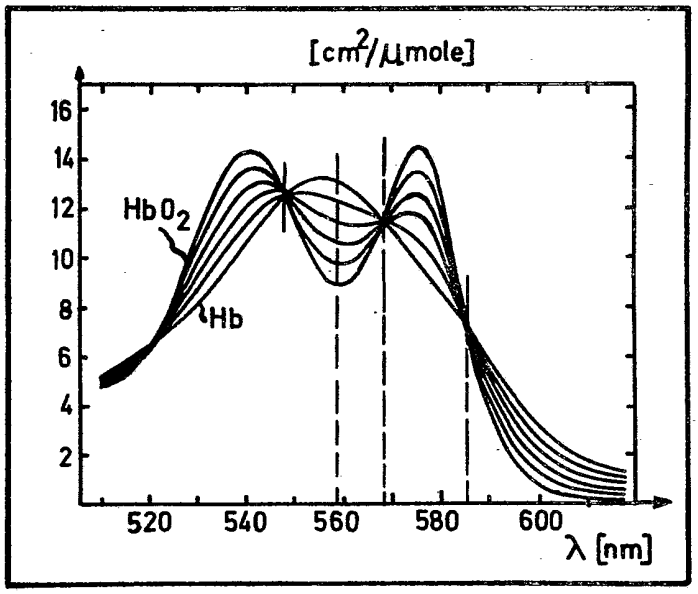

[cm²/µmole]
16
14
12
10
8
6
4
2
HbO2
Hb
520
540
560
580
600
λ [nm]

Fig.7