



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 269 198**

(51) Int. Cl.:

A61B 3/12 (2006.01)

A61B 3/15 (2006.01)

G01J 9/00 (2006.01)

(12)

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

(86) Número de solicitud europea: **00976606 .4**

(86) Fecha de presentación : **20.10.2000**

(87) Número de publicación de la solicitud: **1235508**

(87) Fecha de publicación de la solicitud: **04.09.2002**

(54) Título: **Sensor de frente de onda con iluminación descentrada del eje.**

(30) Prioridad: **21.10.1999 US 422338**

(73) Titular/es: **University of Rochester
518 Hylan Building
Rochester, New York 14627, US**

(45) Fecha de publicación de la mención BOPI:
01.04.2007

(72) Inventor/es: **Williams, David, R. y
Yoon, Geun, Young**

(45) Fecha de la publicación del folleto de la patente:
01.04.2007

(74) Agente: **Cañadell Isern, Roberto**

ES 2 269 198 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Sensor de frente de onda con iluminación descentrada del eje.

La presente invención se centra en un sensor de frente de onda, como un sensor de aberraciones de frente de onda en el ojo, y más particularmente, un sensor que evita la reflexión corneal iluminando la retina a lo largo de una trayectoria luminosa descentrada del eje óptico del ojo. La presente invención se centra además en un método para captar un frente de onda utilizando esta iluminación descentrada del eje.

En el estado de la técnica se sabe como detectar aberraciones de frente de onda en el ojo humano para fines como por ejemplo, la cirugía intraocular y la fabricación de lentes de contacto. Esta detección se describe por ejemplo en Liang *et al.*, "Medida objetiva de aberraciones de onda del ojo humano con el usuario de un sensor de frente de onda Hartmann-Shack", Journal of the Optical Society of America, Vol. 11 nº 7, julio de 1994, págs 1-9. Se dirige un haz de luz procedente de un diodo láser o de otra fuente de luz hacia la pupila y se hace incidir en la retina. Debido a que la retina es altamente absorbente, un haz del orden de cuatro ordenes de magnitud más débil que el haz original es reflejado por la retina y emerge de la pupila. Por lo general, la luz entrante y emergente sigue una trayectoria óptica común; la luz entrante se lleva a la trayectoria óptica común utilizando un divisor de haz.

El haz emergente se aplica a un detector Hartmann-Shack para detectar las aberraciones. Este detector comprende un conjunto de lentillas que descompone la luz en un conjunto de puntos y enfoca los puntos sobre un detector de carga acoplada a otro detector de luz bidimensional. Se ubica cada punto para determinar su desplazamiento desde la posición que ocuparía en ausencia de aberraciones de frente de onda y los desplazamientos de los puntos permiten reconstruir el frente de onda y por lo tanto detectar las aberraciones.

Las mejoras a la técnica de Liang *et al.* se describen en J. Liang and D.R. Williams, "Aberraciones y calidad de la imagen retinal del ojo humano normal", Journal of the Optical Society of America, Vol. 4, nº 4 noviembre de 1997, págs. 2873-2883 y en la patente US 5,777,719 de Williams *et al.* Williams *et al.* describe técnicas para detectar aberraciones y para utilizar las aberraciones así detectadas para la cirugía ocular y la fabricación de lentes de contacto y lentes intraoculares. Además, las técnicas de estas referencias, a diferencia del artículo de Liang *et al.* 1994, se prestan a la automatización.

Las técnicas descritas anteriormente suponen iluminar el ojo a lo largo del eje óptico del mismo. Por consiguiente, la luz reflejada de la retina se mezcla con reflexiones parásitas (de dispersión) que pueden perturbar las medidas. Más específicamente, las reflexiones parásitas aparecen como puntos brillantes parásitos entre los puntos formados en el sensor Hartmann-Shack.

Estas reflexiones parásitas tienen varias fuentes en sensores de frente de onda. Resultan particularmente preocupantes las reflexiones de los elementos ópticos entre la retina y el divisor de haz. Estos elementos suelen incluir el dispositivo óptico del ojo y un par de lentes entre el divisor de haz y el ojo. Las retroreflexiones de superficies que no sean la retina son débiles

respecto del haz de iluminación pero son brillantes respecto de la señal débil reflejada desde la retina.

El dispositivo óptico del ojo, la única superficie cuya retroreflexión es lo suficientemente brillante para resultar problemática, es la primera superficie (exterior) de la córnea. Dicha reflexión es comparable en energía a la reflexión desde la retina y puede constituir por lo tanto una molestia considerable para el sensor del frente de onda, particularmente si los centroides de los puntos en el detector se computan automáticamente.

Se conocen formas de eliminar la reflexión corneal, descritas por Liang and Williams, y estos utilizan un divisor polarizador de haz para eliminar la luz reflejada de todas las superficies comprendidas entre el divisor de haz y la retina. Debido a que estas superficies retienen la polarización lineal de la luz que incide en las mismas, se eliminan las dos reflexiones, la de la lente y la corneal. No obstante, también se pierde gran parte de la luz, reflejada desde la retina. Sólo se dispone de la luz despolarizada reflejada desde la retina, que supone únicamente un 30% aproximadamente de la luz total reflejada desde la retina, para detectar la aberración de frente de onda. Además, la luz despolarizada contiene una cantidad considerable de ruido espacial. Otro de los problemas es la no uniformidad de intensidad introducida en el conjunto de grupos por la "tireamgenee" del dispositivo óptico del ojo, principalmente la cornea.

Otra forma conocida para eliminar reflexiones de todo los sistemas ópticos entre el divisor de haz y el ojo, al mismo tiempo que se aumenta la señal desde la retina, supone la utilización de un divisor de haz polarizador en combinación con una placa de cuarto de longitud de onda ($\lambda/4$) justo delante del ojo. La solicitud de patente Alemana publicada DE 42 22 395 A1 describe esta técnica. Dicha técnica permite que una parte mucho mayor de la luz reflejada de la retina llegue al detector, mejorando de este modo la calidad del punto y eliminando la variación de brillo del punto causada por la bi-refringencia del ojo. También elimina la retroreflexión de las lentes. No obstante, la reflexión corneal no se elimina y resulta tan molesta como ocurriría en ausencia de sistemas ópticos polarizadores. Otro problema con las dos técnicas que se acaban de describir es el coste del divisor de haz polarizador y de la placa $\lambda/4$. En montajes comerciales en los que el coste es un aspecto importante, sería deseable eliminar dicho coste.

El documento EP 0691103 describe una técnica para la representación del fondo utilizando iluminación descentrada del eje; no existe ninguna sugerencia para que se utilice esta técnica en la detección de las aberraciones de frente de onda tal como se describe en el estado de la técnica descrita anteriormente.

A la vista de lo anterior, se puede apreciar fácilmente que existe la necesidad, en el estado de la técnica, de ofrecer un sensor de frente de onda, en el que la reflexión corneal no cause puntos parásitos en el detector, ni degrade de algún otro modo la señal derivada de la luz reflejada de la retina. Más particularmente, se necesita detectar aberraciones de frente de onda de forma precisa y económica, eliminando el problema de la reflexión corneal sin utilizar ningún dispositivo óptico polarizador.

Por consiguiente, uno de los objetos de la invención consiste en satisfacer estas necesidades.

Según un primer aspecto de la invención, ofrece-

mos un sistema como el que se expone en la primera de las reivindicaciones adjuntas.

Para lograr el objeto antes citado así como otros más, la presente invención se centra en un sensor de frente de onda, en el que el ojo se ilumina descentrado del eje. La luz no reflejada por la cornea incide en la retina y la luz reflejada por la retina vuelve a través de la lente y la cornea. Dicha luz se enfoca entonces hacia una trayectoria óptica diferente de la trayectoria óptica seguida por la reflexión corneal. Se utiliza la totalidad de la reflexión retinal y la reflexión corneal puede eliminarse utilizando un dispositivo óptico barato, no polarizador como por ejemplo un obturador.

El haz utilizado para iluminar el ojo es relativamente estrecho, por ejemplo en torno a 1-1,5 mm de diámetro, y se cruza con la cornea en una área pequeña reduciendo de este modo todavía la probabilidad de que la reflexión corneal tome una trayectoria de retorno hacia el detector. Además, se puede aumentar el intervalo dióptrico sobre el cual el pequeño punto está enfocado sobre la retina. Por lo general, un desplazamiento del haz de iluminación respecto del eje óptico del ojo de menos de 1 mm elimina completamente la reflexión corneal.

El haz de iluminación se introduce de preferencia en la trayectoria óptica, en la última ubicación posible antes de llegar al ojo, por ejemplo colocando el divisor de haz justo delante del ojo. De este modo, se evita la retroreflexión de las lentes, ya que el único elemento entre el divisor del haz y la retina es la cornea.

Incluso con el divisor de haz situado justo delante del ojo, es posible ajustar el foco del haz de iluminación y el del haz de salida utilizando el mismo elemento. Una de las formas de hacer esto consiste en realizar una trayectoria óptica plegada con espejos montados sobre un cursor. Los espejos se disponen en la trayectoria del haz de iluminación antes de que alcance el divisor de haz y en la trayectoria del haz de salida. De este modo, el movimiento del cursor enfoca ambos haces.

La fuente de luz se puede mover en sentido perpendicular (o, más generalmente, no paralelo) al sentido de su salida, según se necesite para acomodar los ojos de pacientes diferentes.

La presente invención resulta útil en cualquier procedimiento que utilice detección de frente de onda del ojo o que suponga de algún otro modo la iluminación de la retina. Estos procedimientos comprenden, sin que esto suponga limitación, la autorrefracción, el diseño de lentes de contacto o lentes intraoculares, la cirugía refringente y la reproducción retinal con dispositivos ópticos adaptativos. Si bien se ha pensado que la presente invención se utilice con el ojo humano, también se pueden desarrollar aplicaciones veterinarias e incluso aplicaciones no relacionadas con el ojo.

Una realización preferida de la presente invención se expondrá detalladamente con referencia a las figuras, donde:

la figura 1 es un diagrama esquemático, que muestra los conceptos ópticos básicos utilizados en una realización preferida de la invención;

las figuras 2-4 son diagramas esquemáticos que muestran una disposición de elementos ópticos en un sensor de frente de onda según la realización preferida; y

las figuras 5 y 6 muestran resultados experimenta-

les obtenidos según la realización preferida y el estado de la técnica, respectivamente.

La figura 1 muestra una vista general de un sistema básico 100 para iluminar la retina del ojo del paciente E y se utilizará para explicar los principios ópticos utilizados en la realización preferida. Una fuente de luz de láser 102, como un diodo de láser, emite un haz de luz L_1 hacia un divisor de haz 104, que puede ser un divisor de haz de placa paralela, un divisor de haz de placa gruesa, un divisor de haz de prisma, un espejo semiplateado u otro divisor de haz adecuado. El divisor de haz 104 es de preferencia un 90% transmisor y un 10% reflector, aunque también se pueden utilizar otras relaciones, según las necesidades. La fuente de luz de láser 102 y el divisor de haz están colocados de modo que la luz L_1 incida sobre el ojo E desplazada respecto del eje óptico A del ojo E. De este modo, un haz de luz L_2 reflejado desde la cornea C del ojo E es reflejado, de modo descentrado respecto del eje óptico A. La luz restante forma una guía/faro de láser B sobre la retina R del ojo E. Debido al dispositivo óptico del ojo E, un haz de luz L_3 reflejado desde la retina del ojo E sale del ojo E y pasa a través del divisor de haz 104. El haz de luz L_3 pasa entonces a través de una lente 106, un obturador 108, que hace pasar el haz de luz L_3 reflejado desde la retina mientras bloquea el haz de luz L_2 reflejado desde la cornea, y una lente 110 a un detector Hartmann-Shack 112. Es bien conocido en el estado de la técnica que el detector 112 comprende un conjunto de lentillas 114 para enfocar el haz de luz L_3 como un conjunto de puntos de luz L_4 sobre un CCD u otro detector bidimensional adecuado 116.

Las figuras 2-4 muestran un sistema de segunda generación 200, que utiliza los principios ópticos que se acaban de explicar con referencia a la figura 1. La figura 2 muestra un nivel inferior 202 del sistema 200 visto desde arriba, mientras que la figura 3 muestra un nivel superior 204 del sistema 200 visto desde arriba y la figura 4 muestra ambos niveles 202, 204 del sistema 200 vistos desde la derecha.

En el nivel inferior 202, que se muestra en la figura 2, se monta un diodo láser 206 sobre un bastidor 208 para su posicionado horizontal. El objeto de dicho posicionado se explicará más abajo. Un haz de luz emitido desde el diodo 206 sigue una trayectoria de luz de bajo nivel designada por lo general L_1 a través de las lentes 210 y 212. El haz de luz es autoreflejado por un espejo de esquina 214 y pasa a través de una lente 216 hasta un espejo 218 que refleja el haz de luz hacia arriba.

En el nivel superior 204, tal como se muestra en la figura 3, un divisor de haz de placa paralela 220 recibe el haz de luz reflejado hacia arriba por el espejo 218 y dirige dicho haz de luz a lo largo de una trayectoria de luz de nivel superior designada por lo general L_U . La trayectoria L_U se muestra de forma muy simplificada; la descripción anterior de la figura 1 permitirá a los expertos en la materia comprender los requisitos necesarios para la trayectoria óptica correcta. El haz de luz ilumina el ojo E en la forma explicada anteriormente con referencia a la figura 1. Un haz de luz de reflexión retinal reflejado por la retina R del ojo E vuelve a través del divisor de haz 220 y de una lente 222. El haz de luz de reflexión retinal es retroreflejado entonces por un espejo de esquina 224 a través de una lente 222 hacia un detector Hartmann-Shack 228 que comprende un conjunto de lentillas 230 y un detector

CCD 232. Se puede incluir por supuesto un obturador en un lugar adecuado a lo largo de la trayectoria de la luz L_U, por ejemplo en el foco de la lente 222. Según la disposición, se puede utilizar un solo espejo para sustituir los espejos 214 y 224.

El diámetro del haz de luz incidente tiene un valor adecuado como por ejemplo 1,5 mm. El pequeño diámetro aumenta la profundidad de foco sobre la retina, relajando de este modo el requisito de enfocar la luz sobre el paciente de forma precisa.

El pequeño diámetro también asegura que el punto sobre la retina será de difracción limitada. El haz de entrada no debe ser inferior a aproximadamente el diámetro de una lentilla del conjunto de lentillas. De otro modo, la difracción en el haz de entrada enturbiará notablemente los puntos sobre el CCD.

El haz de entrada se desplaza en la pupila desde el polo corneal una distancia de más de la mitad del diámetro del haz para separar las reflexiones corneal y retinal y evitar de este modo los efectos de la reflexión corneal, y se desplaza de preferencia 1 mm aproximadamente. La distancia puede variar de una persona a otra, y puede ser inferior a 1 mm debido al pequeño diámetro del haz de entrada. La distancia se puede variar con el bastidor 208, que traslada algo el diodo 206 y su dispositivo óptico de colimación. Basta con que pueda trasladar el diodo 206 y su dispositivo óptico hasta 1 mm. La luz reflejada desde la cornea se hace diverger y colimatar por la lente 222 de modo que se puede bloquear con un obturador colocado en el foco de la lente 222 o con otro elemento óptico adecuado.

Se pueden evitar las retroreflexiones de otros componentes ópticos colocando el divisor de haz 220 en el último lugar posible, justo antes de llegar al ojo E. Esta disposición permite que el haz de iluminación evite los demás elementos ópticos, ya que lo único que hay entre el divisor de haz 220 y la retina R es la cornea C.

Las reflexiones usuales del divisor de haz se pueden evitar utilizando un tubo divisor de haz de rotación o un divisor de haz de placa gruesa. No es necesario sustraer una imagen sin el ojo en su sitio de una imagen con el ojo en su sitio para eliminar la luz parasita, requisito que era indispensable en el estado de la técnica.

Como se muestra en la figura 4, la longitud de la trayectoria óptica del sistema 200 se puede modificar acoplando los espejos 214 y 224 a un mecanismo de deslizamiento 234 de forma que los espejos 214 y 224 se puedan mover como un solo cuerpo rígido. Los espejos 214 y 224 se desplazan axialmente el uno respecto del otro. El hecho de mover el mecanismo de deslizamiento 234 una distancia x, cambia la longitud de la trayectoria óptica de cada nivel 202, 204 una distancia 2x y del sistema 200 en su totalidad, una distancia 4x.

Otra ventaja del mecanismo de deslizamiento es que permite que el haz de entrada se enfoque sobre la retina al mismo tiempo y con el mismo dispositivo con el que el haz de salida se enfoca sobre el conjunto CCD, es decir el cursor 234 que soporta los espejos 214 y 224. Como el espejo 214 está en la trayectoria del haz de iluminación, antes de que el haz alcance el divisor de haz 220 y el espejo 224 está en la trayectoria del haz de salida, el hecho de mover el cursor 234 cambia la longitud de trayectoria de ambos haces y permite por lo tanto el ajuste del foco de ambos haces. El cursor 234 resulta por lo tanto económico y

adecuado.

Se puede utilizar en el sistema 200 mecanismos de doble cursor. Por ejemplo, se podría colocar otro espejo (no representado) frente a los espejos 214 y 224 para hacer que el haz de luz pase otra vez a través del sistema. Con esta disposición, todo movimiento del mecanismo de deslizamiento 234 de una distancia x cambiaría la longitud total de la trayectoria óptica una distancia 8x.

En las figuras 5 y 6 se muestran los resultados experimentales. La figura 5 muestra un resultado obtenido con una iluminación descentrada del eje según la presente invención, sin divisor de haz polarizador y con una fuente de luz SLD que emite a una longitud de onda $\lambda = 790$ mm. La figura 6 muestra un resultado obtenido con una iluminación centrada convencional, con un divisor de haz polarizador pero sin placa $\lambda/4$ y con una fuente de luz láser He-Ne que emite a una longitud de onda $\lambda = 633$ nm. Ambos resultados se obtienen en las mismas condiciones: acomodación paralizada para una pupila con un diámetro de 6,7 mm, un tiempo de exposición de 500 ms, una potencia de entrada de láser de 10 μW y un diámetro de haz de entrada de 1,5 mm.

Una comparación de las figuras 5 y 6 muestra que la presente invención supone una gran mejora en rendimiento lumínico y también en calidad de punto. El modelo de punto mostrado en la figura 5 tiene una uniformidad de intensidad mucho mejor que la de la figura 6 y presenta una intensidad de punto media 4 veces superior a la de la figura 6. De hecho, en ambos aspectos, el modelo de punto de la figura 5 es comparable con el obtenido con un divisor de haz polarizador y una placa $\lambda/4$ sin los inconvenientes de dicha técnica. El divisor de haz no polarizador único 220, que puede ser un divisor de haz de placa paralela o similar resulta más barato que el dispositivo óptico requerido para las técnicas de polarización del estado de la técnica, con o sin una placa $\lambda/4$. La utilización de un divisor de haz con una relación de transmitancia/reflexión superior a 1 contribuye a aumentar todavía más la luz disponible.

La presente invención ofrece varias ventajas. Los efectos nocivos de las retroreflexiones del ojo y otros dispositivos ópticos quedan evitados, haciendo que el instrumento sea más robusto y el software más fácil de utilizar. La calidad de las imágenes de punto no es degradada por efectos de polarización, y por lo tanto se mejora la precisión. El rendimiento es superior al del estado de la técnica, de modo que puede conseguir una señal mayor para el mismo nivel de iluminación y por consiguiente el mismo nivel de comodidad y seguridad para el paciente. Alternativamente, se puede lograr la misma señal que en el estado de la técnica con intensidad de luz de iluminación reducida y por lo tanto mayor comodidad y seguridad para el paciente. Con un diodo suficientemente luminoso, la relación transmisión/reflexión del divisor de haz de placa se puede elegir de modo que transmita casi toda la luz procedente de la retina al conjunto CCD. Como no se precisa ningún dispositivo óptico de polarización, el coste es reducido.

Si bien se ha expuesto anteriormente una realización preferida, los expertos en la materia que hayan leído la presente explicación reconocerán que se pueden obtener otras realizaciones dentro del ámbito de la invención. Por ejemplo, la trayectoria óptica puede tener pliegues adicionales para mejorar la longi-

tud de trayectoria y el carácter compacto y se puede añadir un blanco de fijación y una cámara de pupila. Asimismo, la fuente de luz se puede colocar de modo que separe espacialmente las reflexiones retinal y

corneal, por ejemplo, seleccionando el ángulo de incidencia adecuado. Por lo tanto, la presente invención se tendrá que considerar limitada únicamente por las reivindicaciones adjuntas.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Sistema (100) para iluminar una retina (R) de un ojo (E), sistema (100) que comprende:

- un eje óptico (A) coincidente cuando se usa con un eje óptico del ojo (E),
- una fuente de luz (102) colocada respecto del eje óptico (A) de modo que forme un haz de entrada; y un elemento óptico (12) para recibir luz (L_3) reflejada desde la retina (R) del ojo (E);

donde el elemento óptico (112) comprende un detector (112) colocado para recibir la luz (L_3) reflejada desde la retina (R) para detectar una aberración de frente de onda del ojo (E);

caracterizado porque la fuente de luz (102) está colocada respecto del eje óptico (A) de modo que la luz (L_2) procedente de la fuente de luz (102) reflejada desde una cornea (C) del ojo (E) se desplace a lo largo de una primera trayectoria y de modo que la luz (L_3) procedente de la fuente de luz (102) reflejada desde la retina (R) se desplace a lo largo de una segunda trayectoria, separada espacialmente de la primera trayectoria;

y porque el haz de entrada se desplaza en la pupila respecto del polo corneal una distancia igual a más de la mitad del diámetro del haz.

2. El sistema de la reivindicación 1, **caracterizado** además porque el elemento óptico comprende un obturador (108) para hacer pasar la luz (L_3) que se desplaza por la segunda trayectoria y para bloquear

la luz (L_2) que se desplaza a lo largo de la primera trayectoria.

3. El sistema de la reivindicación 1, **caracterizado** además porque la fuente de luz (102) es un diodo láser.

4. El sistema de la reivindicación 1, **caracterizado** además porque la fuente de luz (102) emite un haz de luz (L_1) y está colocada de modo que el haz de luz (L_1) incida en el ojo (E) descentrado respecto del eje óptico (A).

5. El sistema de la reivindicación 4, **caracterizado** además porque la fuente de luz (102) está colocada descentrada respecto del eje óptico (A) a una distancia lo suficientemente grande para permitir la separación entre la luz (L_2) reflejada desde la cornea (C) y la luz (L_3) reflejada desde la retina (R).

6. El sistema de la reivindicación 1, **caracterizado** además porque el detector (112) es un detector Hartmann-Shack.

7. El sistema de la reivindicación 1, **caracterizado** además porque comprende un divisor de haz no polarizado (104) para dirigir la luz 1 (L_1) de la fuente de luz (102) al ojo (E).

8. El sistema de la reivindicación 7, **caracterizado** además porque el divisor de haz no polarizador (104) es un divisor de haz de placa.

9. El sistema según la reivindicación 7 u 8, en el que el divisor de haz está colocado con respecto a dicho ojo (E) de modo que el único elemento óptico entre el divisor de haz (104) y la retina (R) es la cornea (C).

35

40

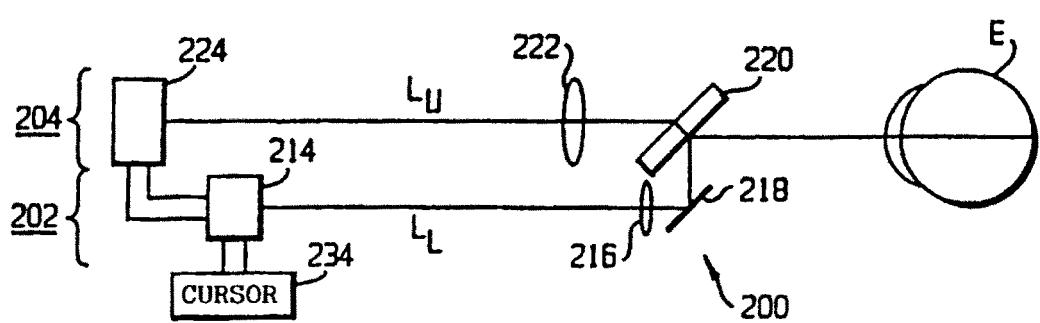
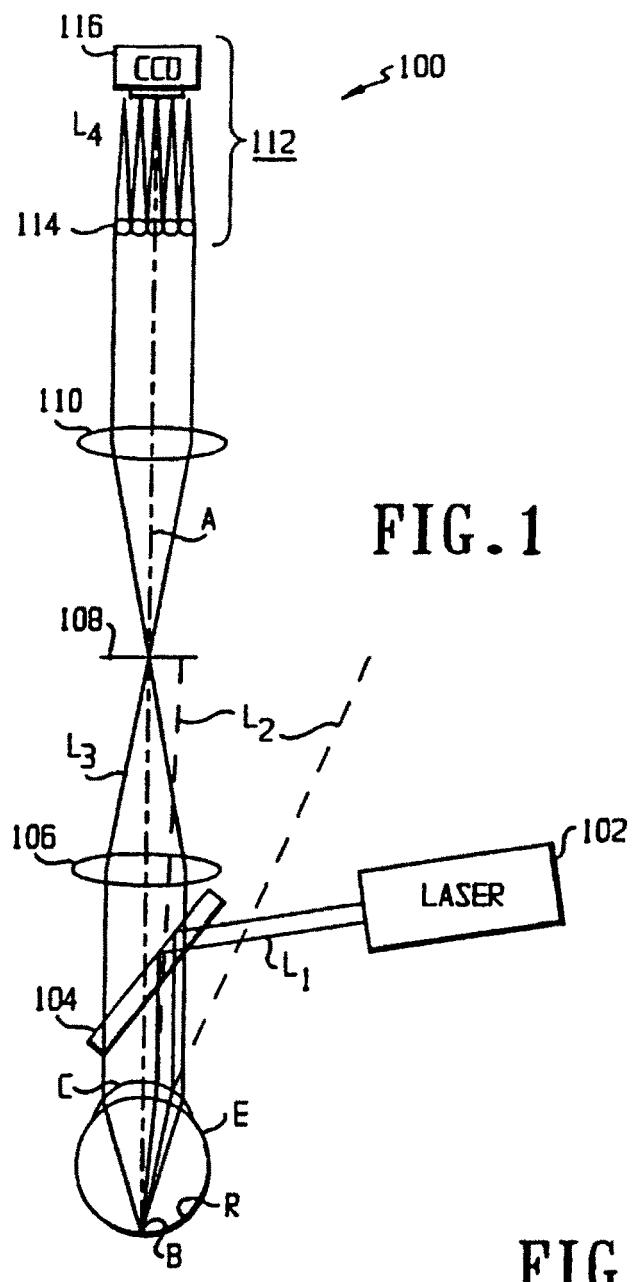
45

50

55

60

65



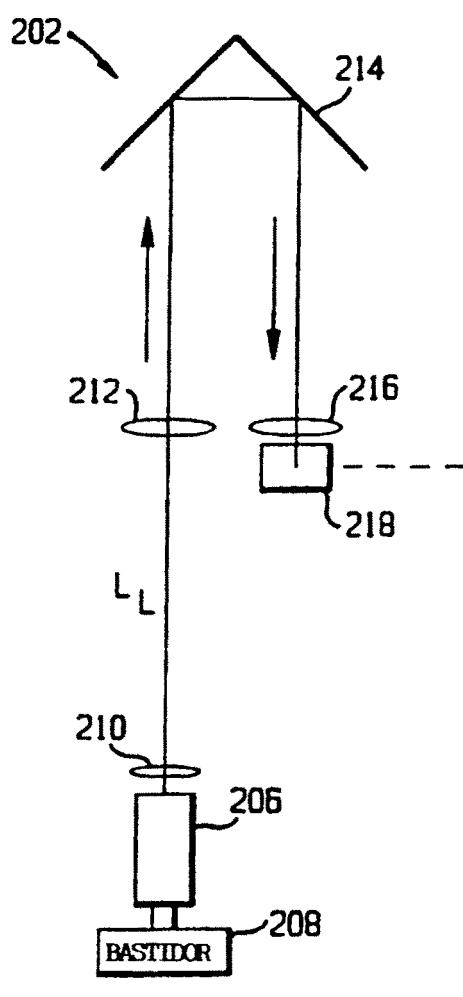


FIG.2

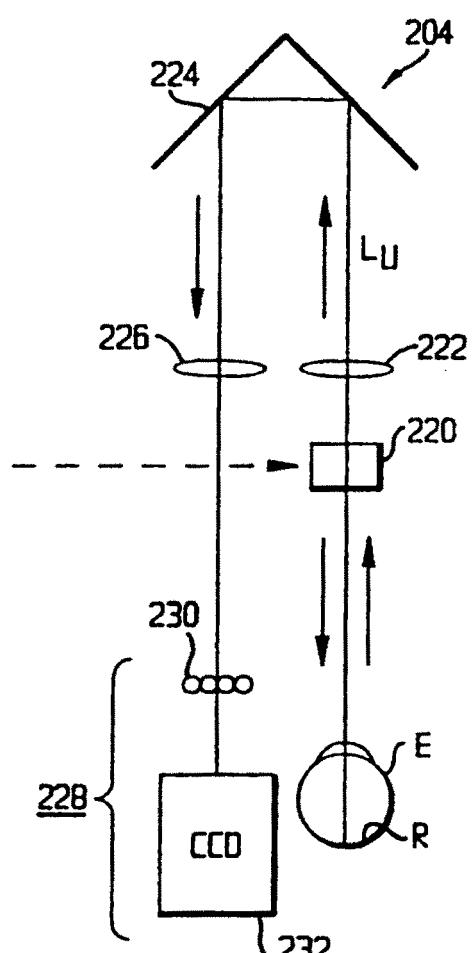


FIG.3

ES 2 269 198 T3

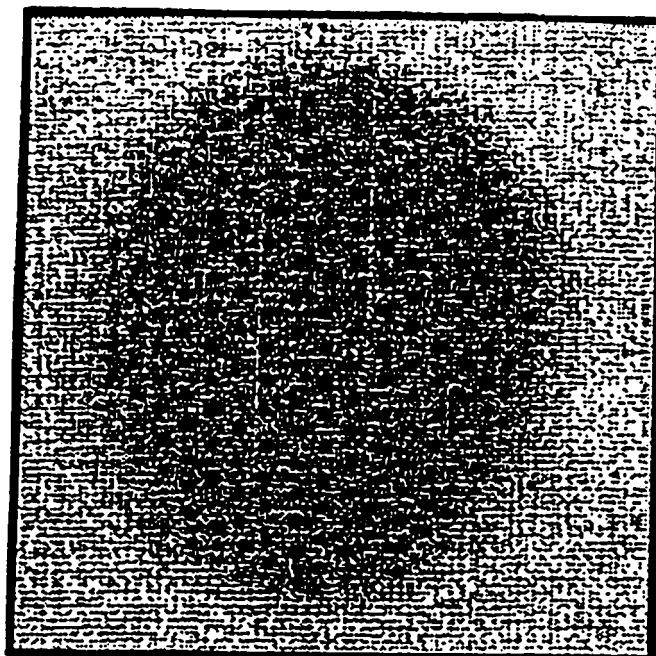


FIG.5

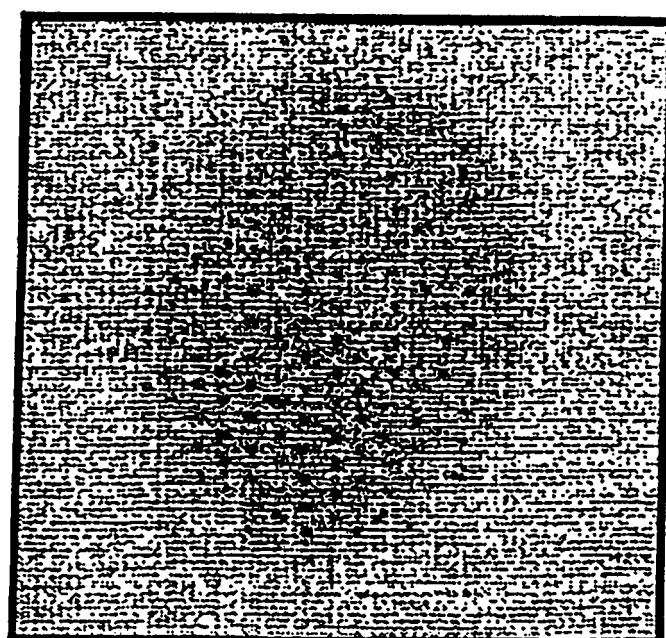


FIG.6

(ESTADO DE LA TECNICA)