



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



① Número de publicación: **2 219 156**

② Número de solicitud: 200202103

⑤ Int. Cl.7: **G02B 26/10**
A61B 3/10

⑫

SOLICITUD DE PATENTE

A1

② Fecha de presentación: **13.09.2002**

④ Fecha de publicación de la solicitud: **16.11.2004**

④ Fecha de publicación del folleto de la solicitud:
16.11.2004

⑦ Solicitante/s: **Universidad de Murcia**
Avda. Teniente Flomesta, Edif. de la
Convalecencia
30003 Murcia, ES

⑦ Inventor/es: **Iglesias, Ignacio;**
Ragazzoni, Roberto y
Artal, Pablo

⑦ Agente: **Astiz Suárez, José Enrique**

⑤ Título: **Sensor piramidal para la determinación de la aberración de onda del ojo humano.**

⑦ Resumen:

Sensor piramidal para la determinación de la aberración de onda del ojo humano.

Se trata de un sensor para determinar la aberración de onda frontal del ojo humano, que utiliza como núcleo una pirámide de cristal estática P, encontrando especial aplicación en el campo de la oftalmología. La pirámide P tiene cuatro caras P' que dividen el haz de luz en cuatro partes cuya intensidad se registra con una cámara de CCD o detector de intensidad similar. Las medidas son tomadas en un plano del sistema óptico (plano de Fourier), siendo ajustables a voluntad tanto el rango dinámico como el muestreo, pudiendo medir la función aberración de onda en múltiples circunstancias.

Estructuralmente, puede comprender una Lente L₁ para formar la transformación Fourier de la función de la pupila; una pirámide de cristal P de cuatro caras o facetas P', para dividir y separar angularmente el campo eléctrico en cuatro partes, y una segunda lente L₂ para conjugar el plano de salida con un nuevo plano en el que se coloca el sensor de intensidad o cámara de CCD. Para las mediciones, la pirámide de cristal P se mantiene estática y se hace oscilar el campo alrededor de ella.

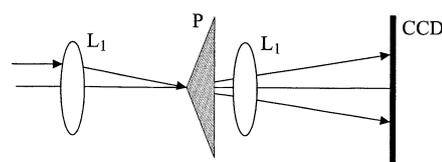


FIG. 1

ES 2 219 156 A1

DESCRIPCIÓN

Sensor piramidal para la determinación de la aberración de onda del ojo humano.

5 Objeto de la invención

La presente invención se refiere a un sensor piramidal para medir la aberración de onda del ojo humano. El sensor presenta la particularidad de que su núcleo está materializado por una pirámide de material dieléctrico de cuatro caras con el fin de dividir la luz que emerge de la reflexión en la retina en cuatro partes cuya intensidad se registra posteriormente con un detector de intensidad como una cámara CCD u otro dispositivo similar.

Es objeto de la invención proporcionar un sensor del tipo referido, con unas características particulares que permiten tanto que la señal obtenida en respuesta al valor de aberración en cada punto como el muestreo espacial de la información de la aberración de onda sean ajustables dinámicamente, resultando útiles para aplicaciones prácticas del uso de la información de la función aberración de onda en el ojo.

Antecedentes de la invención

La determinación de la aberración de onda es crítica en el diseño o en la mejora de sistemas ópticos. En el caso de la óptica del ojo humano, el conocimiento de la aberración de onda posibilita el desarrollo de importantes aplicaciones prácticas, entre las que pueden destacarse las siguientes:

- Cirugía refractiva: La ablación de la córnea tiene como objetivo reducir la aberración de onda ocular. El control de los láseres que producen la ablación se basa normalmente en datos limitados (solo desenfoque y astigmatismo) de la aberración de onda. Potencialmente, el control del láser con medidas precisas de la aberración de onda del ojo podría mejorar los resultados de la intervención. Esta perspectiva, a pesar de estar aun en fase de estudio, ha potenciado que se comercialicen sistemas de medida de la aberración de onda, principalmente por las propias empresas fabricantes de láseres de cirugía refractiva. Relacionado directamente, aunque no involucrado en el control de láseres, existe un amplio mercado potencial para los sistemas dedicados a proporcionar solo medidas de la aberración de onda destinadas a la evaluación oftalmológica pre y post-quirúrgica de las intervenciones.
- Diagnóstico en Oftalmología: se ha propuesto la utilización de técnicas de Óptica Adaptativa (óptica que cambia dinámicamente de forma) procedentes del campo de la construcción de telescopios en Astronomía en el ojo humano. El fin es mejorar los instrumentos de observación de la retina. La obtención de imágenes con más detalle, redundaría directamente en un aumento de las probabilidades de detección precoz de patologías de la retina en estadios previos de desarrollo cuando aun existe la posibilidad de tratamiento. Si se tiene en cuenta que las enfermedades degenerativas de la retina son una de las causas más importantes de ceguera en el mundo desarrollado y que, como ocurre con otras discapacidades, suponen un gasto económico significativo, se comprende el interés en contar con cada vez mejores medios de diagnóstico. Los métodos de imagen de la retina se basan en los oftalmoscopios que son sistemas que producen imágenes de la retina utilizando la óptica del ojo como parte del propio instrumento. Por este motivo, la calidad de las imágenes que producen está limitada por las aberraciones de la óptica del ojo de cada paciente. El éxito comercial de una nueva generación de instrumentos de este tipo que, incorporando la corrección dinámica de la aberración de onda, ofrezcan mayor resolución está asegurado. En esta nueva generación de oftalmoscopios, la determinación de la aberración de onda es una pieza clave ya que el control de la óptica variable se realiza a partir de esta medida.
- Fototerapia. Relacionada con el punto anterior existe la posibilidad de aplicar Óptica Adaptativa para reducir el tamaño la mancha de luz láser sobre la retina y mejorar así tratamientos de fotocoagulación o de activación localizada de fármacos por luz. Como antes, las medidas de aberración de onda son imprescindibles para el control del sistema. No es difícil prever que este tipo de tratamientos, menos invasivos y, por tanto, de efectos más controlados, se incrementen en el futuro.
- Diseño de lentes oftálmicas (lentes de contacto, lentes intraoculares, etc). El desarrollo de nuevos diseños pasa por el estudio de la aberración de onda en nuevos prototipos. Las posibilidades actuales de mecanizado de materiales ópticos hace que sea posible plantearse el diseño individualizado de elementos correctores muy precisos basándose en datos de la aberración de cada sujeto.
- Sistemas de evaluación oftalmológica de lentes de contacto o implantes (lentes intraoculares, etc) para determinar su efecto en la visión. No es difícil prever que cada consulta de oftalmología cuente en un futuro con un sistema de medida de aberración de onda para estas tareas.
- Los refractómetros automáticos son dispositivos necesarios en el campo de la óptica para la determinación de determinados básicos de la aberración de onda (desenfoque y astigmatismo) con el fin de establecer la corrección.

La mayor parte de los sensores de aberración de onda que se comercializan para aplicaciones en oftalmología, se basan directamente en el denominado de matriz de microlentes o sensor de Hartmann-Sack que proporciona información indirecta de la aberración de onda a través de valores locales del gradiente de la aberración del frente de onda.

5

Existen documentos correspondientes a patentes de invención que describen formas de medir o determinar la aberración de onda basándose en el tipo de sensor anteriormente aludido, es decir el de Hartmann-Sack, sensor que actualmente es el único que se utiliza en el ojo para aplicaciones de óptica adaptativa.

10

Una inconveniente del sensor de Hartmann-Sack, es que el rango dinámico y el muestreo están fijados por la construcción del propio sensor, en particular por la focal y la apertura de las microlentes, además su funcionamiento se basa en un procesamiento digital de los datos (detección de centros de masas en imágenes) complicando la obtención de información de la aberración de onda.

15

En el sensor de Hartmann-Sack la medida se realiza en un plano conjugado con la pupila de salida del sistema óptico que se desea evaluar mientras que en el sensor objeto de esta patente la medida se realiza en un plano del sistema óptico diferente.

Descripción de la invención

20

El sistema de medida de la aberración de onda, sensor piramidal, que se preconiza, obtiene el mismo tipo de información que el sensor de Hartmann-Shack referido en el apartado anterior, es decir información indirecta de la aberración de onda a través del gradiente, aunque con variaciones que hacen que el correcto funcionamiento sea distinto.

25

Más concretamente, el sensor de la invención se basa en un sistema de iluminación del ojo y una pirámide de material dieléctrico de cuatro caras con un ángulo grande entre ellas cuyo fin es dividir la luz que emerge del ojo después de la reflexión en la retina en cuatro partes. La pirámide se sitúa en un plano externo al ojo y conjugado con la retina (plano de medida) cuya intensidad se registra detrás con una cámara CCD, o dispositivo similar, en un plano conjugado con la pupila de salida del sistema. Para realizar la primera conjugación -retina con el plano de la pirámide- puede ser necesario utilizar una lente o sistema de lentes. Para realizar la segunda conjugación -plano de pupila de salida con el plano del detector de intensidad- se utiliza una segunda lente o sistema de lentes.

30

35

A diferencia de lo que ocurre con el sensor de Hartmann-Sack descrito en antecedentes de la invención la toma de medida (plano de la pirámide) se realiza en un plano conjugado con el plano de pupila. El detector, cámara CCD o dispositivo similar, se sitúa en un plano posterior a la pirámide, conjugado con el plano de la pupila de salida del ojo. Esto es diferente a lo que ocurre con el otro sensor descrito en antecedentes de la invención en el que la detección de intensidad (CCD) se sitúa en un plano conjugado con el plano de la retina.

40

Además, en comparación con el sensor de Hartmann-Sack descrito en antecedentes de la invención, este sistema presenta la característica de que, con una pirámide de geometría y propiedades dieléctricas fijas, el sensor puede implementarse de tal forma que tanto la respuesta como el muestreo de la información del gradiente sean modificables dinámicamente, es decir que sean ajustables, característica ésta que lo hace distinto y especialmente interesante para aplicaciones en el ojo humano y por dos motivos. Primero, dada la gran variabilidad entre sujetos e incluso la posibilidad de encontrar sujetos con patologías que presenten aberraciones de onda de gran magnitud es interesante contar con sensores cuya respuesta sea fácilmente modificable de tal forma que se evite la saturación. En segundo lugar, la capacidad de alteración dinámica de los parámetros resulta interesante en sistemas también dinámicos como son los de óptica adaptativa en oftalmología en los que puede ser conveniente modificar dinámicamente la adquisición de datos para adecuarla a diferentes regímenes de aberración en el sistema.

50

Descripción de los dibujos

55

Para complementar la descripción que se está realizando y con objeto de ayudar a una mejor comprensión de las características del invento, de acuerdo con un ejemplo preferente de realización práctica del mismo, se acompaña como parte integrante de dicha descripción, un juego de dibujos en donde con carácter ilustrativo y no limitativo, se ha representado lo siguiente:

60

La figura 1.- Muestra el esquema de un sensor de frente de onda realizado de acuerdo con el objeto de la presente invención.

La figura 2.- Muestra una vista frontal de la pirámide de cristal que forma parte del sensor representado en la figura anterior.

65

La figura 3.- Muestra una vista diferente del sensor representado en la figura 1, con índices correspondientes a cuatro pupilas reflejadas.

ES 2 219 156 A1

La figura 4.- Muestra con a) una trayectoria lineal de oscilación en el plano Fourier; con b) se representa un emisor incoherente extenso con intensidad binaria, y con c) se representa el gráfico correspondiente a la respuesta para la fuente lineal y extendidas de la figura 4 a) y b).

5 La figura 5.- Muestra el esquema correspondiente a un sensor piramidal utilizado con fuente de iluminación extensa, incluido como parte de un sistema óptico utilizado para realizar ensayos.

10 La figura 6.- Muestra con a) imagen de los datos adquiridos por el detector de intensidad; con b) el gradiente en ambas direcciones ortogonales, y c) la fase computada de la función de pupila representada módulo 2 de acuerdo con el ensayo realizado en un ojo artificial.

La figura 7.- Muestra la variación de los diferentes coeficientes Zernike según se desplaza la base de translación en experimento de ojo artificial, de manera que 1 cm de desplazamiento introduce 0,97 dioptrías de desenfoque refractivo.

15 La figura 8.- Muestra con a) la película de los datos adquiridos, con b) el radiante en ambas direcciones ortogonales, y con c) la fase de la función de pupila moviendo la base de translación (módulo 2) en un ensayo realizado en el ojo vivo.

20 La figura 9.- Muestra la variación de los diferentes coeficientes de Zernike moviendo la base de translación en el experimento del ojo vivo.

Realización preferente de la invención

25 Las figuras 1, 2 y 3 esquematizan los elementos de un sensor piramidal. Como se representa en la figura 1, la lente (L_1) es utilizada para formar la transformada de Fourier de la función pupila de salida de un sistema óptico genérico del que emerge un haz de luz colimado. Tal como se muestra en la figura 2, en este plano -una longitud focal a parte de la lente y conjugado con la retina del ojo- se coloca una pirámide de material dieléctrico (P) de cuatro facetas (P') con un ángulo grande entre ellas. Introduciendo cuatro inclinaciones diferentes, la pirámide divide y separa angularmente la luz en cuatro partes. Una segunda lente (L_2) en la figura 1, es utilizada para conjugar el plano de salida de la pupila del sistema óptico del ojo con un nuevo plano en el que se coloca un detector de intensidad similar a un CCD. Tal como se representa en la figura 3, si el sistema está libre de aberración, sin considerar efectos de difracción, el sensor adquiere cuatro copias de la apertura con intensidad binaria. Si el sistema sufre aberraciones, las cuatro imágenes de la pupila no son iguales.

35 En la figura 2 se muestra la pirámide de cristal P con sus cuatro caras P'; mientras que en la figura 3 se muestra el sensor, según otra representación distinta, con los índices A, B, C y D correspondientes a cada una de las imágenes de la pupila de salida del sistema óptico bajo estudio.

40 El funcionamiento detallado es el siguiente. Sin un rayo que abandona una localización concreta de pupila de salida no sufre aberración, alcanza el origen del plano Fourier. En esta situación, puede asumirse que la pirámide divide el rayo en exactamente cuatro rayos iguales llegando cada uno al plano sensor con la misma localización relativa tal como se representa en la figura 3. Sin embargo, si el mismo rayo sufre aberración, alcanza el plano Fourier (plano donde se sitúa la pirámide) con coordenadas dadas por

$$45 \quad (\xi, \zeta) = f \left(\frac{\partial w}{\partial x}, \frac{\partial w}{\partial y} \right) = f \vec{\nabla} w \quad (I)$$

50 Donde f es la longitud focal de la lente de enfoque, L_1 , en la figura 2, y w representa la función de la onda de aberración a unas concretas coordenadas de pupila de salida (x, y). El rayo alcanza entonces sólo una de las cuatro facetas y por lo tanto solo contribuye a la intensidad en una de las cuatro imágenes de la pupila: solo una de las cuatro posiciones asociadas a la posición del rayo emergente de la pupila producirá intensidad no nula. A partir de esta información es posible saber el cuadrante donde se sitúa el extremo del vector gradiente $\vec{\nabla} w$ asociado al rayo. Sin embargo, esta señal será independiente del módulo del vector. Esta situación puede entenderse como de saturación cualquiera que sea la aberración siempre que no sea nula.

60 Para evitar la saturación una solución consiste en oscilar la pirámide. La oscilación se realiza de forma que el vértice de la pirámide se traslade siguiendo una trayectoria simétrica alrededor de unas coordenadas concretas del plano de Fourier, no necesariamente las coordenadas del eje óptico, sin rotación. Mientras se mueve la pirámide el CCD, o sensor similar, debe integrar la señal en el tiempo que dure un ciclo de oscilación como mínimo. De esta forma en, en lugar de ser binario, el valor de los cuatro píxeles relacionados sobre las imágenes de las cuatro pupilas se equilibra conforme al módulo del gradiente, es decir, a la distancia entre la intersección de rayo con el plano Fourier y el centro de oscilación. Oscilando la pirámide se consigue que la señal para un juego concreto de cuatro píxeles asociados en cada una de las cuatro imágenes de la pupila de salida sea suficiente para calcular las coordenadas () para cada rayo utilizando las expresiones

$$\left. \frac{\partial w}{\partial x} \right|_{i,j} \propto \frac{c_{i,j} + d_{i,j} - (a_{i,j} + b_{i,j})}{a_{i,j} + b_{i,j} + c_{i,j} + d_{i,j}}$$

$$\left. \frac{\partial w}{\partial y} \right|_{i,j} \propto \frac{a_{i,j} + c_{i,j} - (b_{i,j} + d_{i,j})}{a_{i,j} + b_{i,j} + c_{i,j} + d_{i,j}}$$
(II)

Donde a_{ij} , b_{ij} , c_{ij} y d_{ij} representan los valores de los pixeles referenciados como i y j en las cuatro pupilas denominadas como A, B, C y D según representado en la figura 3.

El muestreo (la densidad de medidas de gradiente) puede ser controlado cambiando el escalado de la imagen de la pupila de salida del sistema sobre el plano del CCD o detector similar. Esto se puede conseguir modificando la focal de la lente. Esto puede hacerse dinámicamente empleando, en lugar de una lente única, un zoom como L_2 . Por otro lado, tal como indica la ecuación (1), la ganancia del sensor depende de la longitud focal f . La curva de respuesta de sensor depende de la trayectoria que siga el vértice de la pirámide. Como ejemplo, la figura 4 a) muestra una trayectoria simple lineal de amplitud. El vértice de la pirámide, representado con símbolo de cruz, oscila alrededor del centro de plano Fourier. Se muestra a continuación, sin pérdida de generalidad, cual es la respuesta teórica para un rayo particular del sensor para una variación en el gradiente que haga desplazarse el punto de intersección del rayo con el plano de Fourier en el eje x . En un ciclo de oscilación la intensidad del pixel i, j de las cuatro pupilas reflejadas es

$$a_{i,j} = b_{i,j} = \begin{cases} 0 & \xi > \Delta \\ \sqrt{2}(\Delta - \xi) & -\Delta \leq \xi \leq \Delta \\ 2\sqrt{2}\Delta & \xi < -\Delta \end{cases}$$

$$c_{i,j} = d_{i,j} = \begin{cases} 2\sqrt{2}\Delta & \xi > \Delta \\ \sqrt{2}(\Delta + \xi) & -\Delta \leq \xi \leq \Delta \\ 0 & \xi < -\Delta \end{cases}$$
(III)

Así, utilizando la ecuación 2, el gradiente es proporcional a

$$\xi = \begin{cases} 1 & \xi > \Delta \\ \xi/\Delta & -\Delta \leq \xi \leq \Delta \\ -1 & \xi < -\Delta \end{cases}$$
(IV)

La línea punteada de la figura 4 b) muestra la respuesta calculada del sensor normalizado empleando la ecuación (4). Un cambio en la amplitud de la oscilación cambia la ganancia y el rango. El sensor se satura cuando un rayo aberrado alcanza el plano Fourier fuera de la trayectoria (fuera del intervalo $[-,]$). En este punto, debe notarse que la trayectoria no tiene que estar necesariamente centrada alrededor del eje óptico; descentrar sólo significa que el sensor mide una señal correspondiente a una inclinación global que no está presente en el sistema óptico bajo estudio. La trayectoria lineal aquí empleada no es la única posibilidad, son posibles otras trayectorias menos simples pero más prácticas, como la circular su efecto será deslinearizar la respuesta.

Según una de las características fundamentales del sensor es equivalente un sistema que mueva la pirámide con otro en el que la pirámide permanezca estática y se haga oscilar el campo eléctrico alrededor de un punto del plano de Fourier: por ejemplo utilizando un sistema de espejos planos móviles conjugados con algún plano anterior a la pirámide. La respuesta del sistema se puede controlar modificando la excursión angular de los espejos.

En el caso de que la pirámide se utilice para determinar la aberración de onda de sistemas ópticos formadores de imágenes en los que sea posible controlar la iluminación incidente como es el caso del ojo humano existe una posibilidad adicional. En este tipo de sistemas para conseguir un haz colimado emergente la fuente emisora debe ser puntual. Una manera de hacer oscilar el campo eléctrico sobre la pirámide es hacer oscilar la fuente puntual. Igual que antes, este tipo de sistema se puede construir utilizando un sistema de espejos planos móviles en algún plano previo a la pupila de entrada del sistema óptico bajo estudio. La respuesta del sistema se puede controlar, igual que antes, modificando la excursión angular de los espejos.

Una opción alternativa a las anteriores es la siguiente. Consideremos el mismo sistema óptico de la figura 1 sustituyendo el emisor puntual por una fuente incoherente extensa mientras que la pirámide permanece estática con su vértice situado en ciertas coordenadas del plano Fourier. En ese caso, asumiendo isoplanatismo, el campo eléctrico

en el plano Fourier puede ser considerado con un conjunto de copias indefinidas del campo eléctrico originado por una fuente puntual, incoherentes entre ellas, transportando cada una distintas energías de acuerdo con la distribución de la intensidad de la fuente. La respuesta teórica de este sistema puede calcularse reutilizando el modelo anterior modelando el objeto emisor por infinitas curvas de oscilación de forma que se llene su área. Como resultado de ello, junto con la emisión incoherente, una restricción adicional sobre la fuente aparece: con el fin de preservar la simetría de la respuesta del sensor con y la fuente debe ser simétrica.

La figura 4 b) muestra un ejemplo de una fuente simple extendida basada en la trayectoria de oscilación lineal de la figura 4 a), que consiste en un cuadrado emisor plano de extensión. Para un rayo, cuando cambia el valor del gradiente en la dirección x , el valor teórico de los cuatro píxeles asociados en las imágenes de las cuatro pupilas puede ser calculado utilizando la expresión de la ecuación (2) integrando para.

$$a_{i,j} = b_{i,j} = \begin{cases} 0 & \xi > \Delta \\ \frac{1}{\sqrt{2}}(\Delta - \xi)^2 & -\Delta \leq \xi \leq \Delta \\ \sqrt{2}\Delta^2 & \xi < -\Delta \end{cases} \quad (V)$$

$$c_{i,j} = d_{i,j} = \begin{cases} \sqrt{2}\Delta^2 & \xi > \Delta \\ \frac{1}{\sqrt{2}}(\Delta^2 + 2\xi\Delta - \xi^2) & \Delta \leq \xi \leq \Delta \\ 0 & \xi < -\Delta \end{cases}$$

se obtiene así la siguiente respuesta de sensor

$$\xi = \begin{cases} 1 & \xi > \Delta \\ (2\Delta - \xi)\xi/\Delta^2 & -\Delta \leq \xi \leq \Delta \\ -1 & \xi < -\Delta \end{cases} \quad (VI)$$

Para una región donde es significativamente más pequeña que, la ecuación (6) puede ser aproximada por

$$\xi = \begin{cases} 1 & \xi > \Delta \\ 2\xi/\Delta & -\Delta \leq \xi \leq \Delta \\ -1 & \xi < -\Delta \end{cases} \quad (VII)$$

la respuesta es lineal pero la ganancia se duplica cuando se compara con el caso de la pirámide oscilante de la ecuación (IV).

La línea continua de la figura 4 b) representa la respuesta normalizada que fue calculada utilizando la ecuación (VI) para esta geometría particular de fuente emisora. Aunque aún hay una región con comportamiento lineal, el rango de respuesta lineal se reduce comparado con el caso de la pirámide oscilatoria. Ajustando la longitud focal f , o cambiando la extensión del objeto, se puede ajustar el rango de medida del gradiente al régimen lineal. En cualquier caso, si la señal fuera usada para dirigir un dispositivo de compensación de la aberración de onda, no sería obligatorio utilizar el sensor sólo en el régimen lineal y todo el rango sería utilizable.

Si la fuente fuera idealmente un emisor incoherente unidimensional con la geometría de la figura 4 a) la respuesta sería la misma que la obtenida en la línea de puntos de la figura 4 b).

Esta fuente extendida especialmente simple ha sido escogida en beneficio de la claridad; puede inferirse que una respuesta similar se puede encontrar en otros objetos simétricos que no tengan necesariamente una distribución de intensidad constante.

Un sensor equivalente al que emplea un objeto emisor simétrico incoherente es un sistema que consista en un emisor puntual y un difusor o conjunto de difusores rotatorios situados en un plano situado entre el plano de la pupila de salida del sistema óptico bajo estudio y el plano de la pirámide. El rango de respuesta de un sistema tal puede controlarse variando la distancia entre los difusores modificando así el efecto del difusor equivalente.

Para probar el sensor descrito anteriormente consistente en una pirámide estática y una fuente de iluminación extensa se construyó el sistema electro-óptico representado en la figura 5. Un láser fue utilizado como fuente de iluminación. Se utilizaron un par de difusores de vidrio rotatorios independientes (RD) con el fin de variar aleatoriamente la fase. Un sistema de lentes (L_1 - L_2) y el divisor de haz (BS) recoge la luz que emerge de los difusores iluminando un área extensa de la retina. El efecto del difusor rotatorio es hacer cambiar rápidamente el patrón del moteado "speckle" en la retina. En un tiempo de exposición suficientemente largo, se puede asumir que sobre la retina existe una fuente emisora extendida incoherente con perfil de intensidad *gaussiano*.

La luz que se refleja desde el fondo del ojo pasa a través de un optómetro Badal (espejos M_1 , M_2 , M_3 y M_4 y lentes L_2 y L_3) en cuyos espejos M_2 y M_3 se montan en una base de translación permitiéndonos introducir o corregir el desenfoque al desplazar la base. Después del montaje Badal, la luz pasa a través de la lente L_4 , que juega papel de lente L_1 en la figura 1. Entonces, la pirámide divide el haz y la lente L_5 , equivalente a la lente L_2 en la figura 1, produce una imagen por cuadruplicado de la pupila sobre el detector CCD. Finalmente, para controlar el tamaño de la pupila una abertura (A_2) se coloca en un plano conjugado con la pupila natural del ojo.

Las imágenes obtenidas se procesan de la siguiente forma. Primero, un módulo de procesamiento de imágenes fue elaborado para encontrar las coordenadas centrales de las cuatro imágenes de la pupila de salida. Este cálculo debe ser efectuado sólo una vez al principio de las medidas. Las coordenadas de pupila obtenidas se usan para crear cuatro imágenes, cada una de las cuales se corresponde a las matrices A, B, C y D (ver la figura 3). Después del cálculo de la ecuación (2) el ordenador calcula la fase a partir de los datos de gradiente utilizando una aplicación del algoritmo de la Descomposición del Valor Singular (DVS) para calcular la matriz pseudo-inversa. Finalmente, el programa produce la aberración de onda expresada en coeficientes de la expansión Zernike excluyendo el pistón, puesto que el sensor no es sensible a este término, y los desplazamientos laterales del frente de onda, dado que no tenemos control preciso de la posición transversal del vértice de la pirámide. Esta última es solo una limitación de este montaje particular que puede fácilmente ser solventada controlando con precisión la posición del vertical de la pirámide. Debe hacerse notar que, después de realizado el cálculo para la primera imagen, la integración para imágenes subsiguientes implica solo una multiplicación de matrices lo que implica que el ordenador pierde una fracción muy pequeña de tiempo en el procesamiento de las señales del detector. Esto hace que este sensor sea adecuado para mediadas extremadamente rápidas de aberración de onda.

Careciendo de control preciso sobre la extensión de la fuente en la retina, no podemos asumir un incremento de pendiente. Por lo tanto, calibramos el sistema utilizando un parámetro obtenido por medio de una comparación del coeficiente de desenfoque medido con el valor real que debe producir un desplazamiento concreto de la base de translación.

Ensayamos el sistema en un ojo artificial que fue construido utilizando una lente focal corta para simular la óptica del ojo y un difusor estático como retina. Movimos la base de translación del optómetro midiendo la aberración de onda a intervalos. El desplazamiento de la base de translación introduce básicamente una cantidad de desenfoque proporcional al desplazamiento. La figura 6 a) muestra las imágenes adquiridas por el CCD; b) muestra los gradientes calculados en las dos direcciones ortogonales y c) la fase computada de la función de pupila representada en vuelta (módulo 2). El software no tiene límite alguno en cuanto al número de coeficientes Zernike que puede manejar; nosotros limitamos arbitrariamente el número a doce coeficientes.

La figura 7 muestra el comportamiento de los diferentes coeficientes Zernike utilizando el orden y la normalización dada por Noll expresada en micrones como una función de los diferentes emplazamientos en la base de translación. El sensor produce una respuesta lineal en el desenfoque medido para valores controlados del desenfoque inducido en el sistema. Utilizamos este resultado para encontrar la respuesta del sensor al gradiente local. Las señales que el sensor mide en las diferentes localizaciones de los píxeles dentro de la pupila (figura 6 b) son proporcionales a la variación local correspondiente del gradiente la aberración del frente de onda, es decir, los gradientes medidos se sitúan en el régimen lineal de la respuesta del sensor de la figura 4 (línea continua). Es importante destacar que este comportamiento no implica ningún modo concreto sino la respuesta del sensor al gradiente local. Luego puede asumirse que el sensor es capaz de proporcionar el valor correcto del coeficiente para cualquier modo de Zernike que esté presente en el frente de onda siempre que el muestreo sea suficiente. El mismo análisis podría llevarse a cabo utilizando un cambio controlado en cualquier otro modo de Zernike diferente; el desenfoque fue la aberración más fácilmente controlable para introducir en nuestro experimento. Los resultados de la figura 7 muestran alguna variación en coeficientes más altos no correlacionados con el desenfoque. Dado que el sensor responde con prácticamente ninguna desviación para una respuesta lineal para el desenfoque, asumimos que los valores para otros coeficientes no espúreos, sino que también estaban presentes en el sistema y cambiaron ligeramente para cada posición de la base de translación debido a algún alineamiento defectuoso de las lentes del optómetro Badal.

Debe destacarse que si el sensor se tiene que utilizar para la medida absoluta del valor de la aberración, y no para dirigir un sistema de óptica adaptativa, los gradientes locales deben situarse en el marco de la respuesta lineal. Para valores de gradiente mayores las señales del sensor debe corregirse utilizando no una constante, sino la información completa de la curva de respuesta. Alternativamente, como se dijo más arriba, la extensión de la fuente en la retina puede modificarse para aumentar el marco lineal. Sin embargo, puede apreciarse que, en este concreto sistema óptico, el sensor muestra una respuesta lineal para un marco de gradiente adecuado para aplicaciones en el ojo humano con alta tasa de muestreo: aproximadamente ocho mil puntos de datos de la inclinación de onda frontal para un diámetro de pupila de 4 mm.

ES 2 219 156 A1

Realizado el experimento en el ojo humano, los resultados fueron los siguientes:

5 En el sistema utilizado previamente incluimos un mordedor consistente en una impronta dental unida a una sistema de posicionado para fijar la cabeza del sujeto. Recogimos imágenes con exposición de 200 mseg y 4 mm de diámetro de pupila. La zona iluminada en la retina fue de aproximadamente 1 grado. El sujeto observó una diana para estabilizar la fijación entre exposiciones. La acomodación no se paralizó. Como ocurría con el ojo artificial, el experimento consistía en adquirir imágenes secuenciales para diferentes desplazamientos de la base de translación observando el comportamiento de los coeficientes de Zernike. La figura 8 muestra un ejemplo de las imágenes del plano de pupila recogidas por el CCD (panel a); en el panel b) los gradientes calculados utilizando las imágenes del panel a), c) las aberraciones de onda obtenidas.

10 La figura 9 muestra la variación de los primeros doce coeficientes Zernike con relación a los desplazamientos de la base de translación realizados. El comportamiento es muy similar al del ojo artificial: una respuesta lineal para cambios en el desenfoque mientras los otros términos permanecen estables. En esta figura, la respuesta del desenfoque se desplaza a la derecha, representando la refracción del sujeto (aproximadamente media dioptría). La mayor variabilidad en el valor de los coeficientes encontrada en el ojo vivo (figura 9) comparando con el ojo artificial (figura 7) se explica por diferentes factores como son, entre otros, que la acomodación no se paralizó y que la posición y alineamiento del ojo del sujeto podrían ser ligeramente diferentes durante sucesivas adquisiciones del CCD. Puede observarse que el ojo presenta astigmatismo (Z_6) principalmente porque el punto de fijación no estaba alineado con el eje del sistema óptico.

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

5 1. Sensor de tipo piramidal para la determinación de la aberración de onda del ojo humano, **caracterizado** porque comprende, como núcleo, una pirámide de material dieléctrico estática P de cuatro caras P' con un ángulo de vértice grande entre las caras, mediante la que se efectúa la repartición angular del haz de luz en cuatro partes, cuya intensidad es registrada con un detector similar al detector CCD; habiéndose previsto la disposición de una primera lente, o sistema de lentes y/o espejos, L₁ por delante de la pirámide P para formar la transformada de Fourier de la función pupila de salida del ojo, mientras que por detrás de la pirámide P va situada una segunda lente, o sistema de lentes y/o espejos, L₂ para conjugar el plano de la pupila de salida del ojo sobre un plano en el que se sitúa el aludido detector de intensidad.

15 2. Método para la determinación de la aberración de la onda del ojo humano, con el sensor de la reivindicación 1ª, **caracterizado** porque se utiliza un haz de luz colimado estático para iluminar el ojo; habiéndose previsto un sistema de espejos planos móviles, ambos conjugados con la pupila de salida del ojo y situados entre el ojo y la pirámide, de tal manera que hagan oscilar la luz emergente del ojo sobre la pirámide P de forma que el haz siga un circuito simétrico respecto a algún punto del plano donde se sitúa la pirámide.

20 3. Método para la determinación de la aberración de la onda del ojo humano, según la reivindicación 2ª, en el que la respuesta del sensor se modifica dinámicamente variando la amplitud de oscilación angular de los espejos.

25 4. Método para la determinación de la aberración de la onda del ojo humano u otros sistemas ópticos, según reivindicación 1ª, **caracterizado** porque se utiliza un haz de luz colimado que se hace oscilar angularmente para iluminar el ojo o, en general, el sistema óptico bajo estudio de tal forma que la luz reflejada por el ojo o, en general, que atraviese el sistema óptico bajo estudio oscile sobre la pirámide P siguiendo un circuito simétrico respecto a un punto del plano donde se sitúa la pirámide; habiéndose previsto un sistema de espejos planos móviles, situados entre la fuente de iluminación y la pupila de entrada del ojo o, en general, el sistema óptico bajo estudio y ambos conjugados con este plano, de tal manera que hagan oscilar angularmente el haz de iluminación.

30 5. Método para la determinación de la aberración de la onda del ojo humano u otro sistema óptico, según reivindicación 4ª, en el que la respuesta del sensor se modifica dinámicamente variando la amplitud de oscilación angular de los espejos.

35 6. Método para la determinación de la aberración de la onda del ojo humano, o cualquier otro sistema óptico, según reivindicación 1ª, **caracterizado** porque se utiliza una fuente de luz extensa aproximadamente espacialmente incoherente para iluminar el sistema óptico que se quiere determinar de forma que el haz alcance el plano donde se sitúa la pirámide P con una extensión mayor que si la fuente de iluminación fuera puntual.

40 7. Método para la determinación de la aberración de la onda del ojo humano, o cualquier otro sistema óptico, según reivindicación 6ª, en el que la respuesta del sensor se modifica variando la extensión aparente o real de la fuente de iluminación.

45 8. Método para la determinación de la aberración de la onda del ojo humano, según reivindicación 1ª, **caracterizado** porque se utiliza un haz de luz colimado para iluminar el ojo mientras que se utiliza un conjunto de difusores planos (vidrio esmerilado o similar) en un plano posterior a la pupila de salida del ojo y anterior a la pirámide P para extender el haz sobre este plano.

50 9. Método para la determinación de la aberración de la onda del ojo humano, o cualquier otro sistema óptico, según reivindicación 8ª, **caracterizado** porque la distancia entre difusores se controla mecánicamente para modificar las propiedades ópticas del sistema de difusores con el fin de variar la extensión que inducen en el haz sobre la pirámide P y de este modo ajustar dinámicamente las respuestas del sensor.

55

60

65

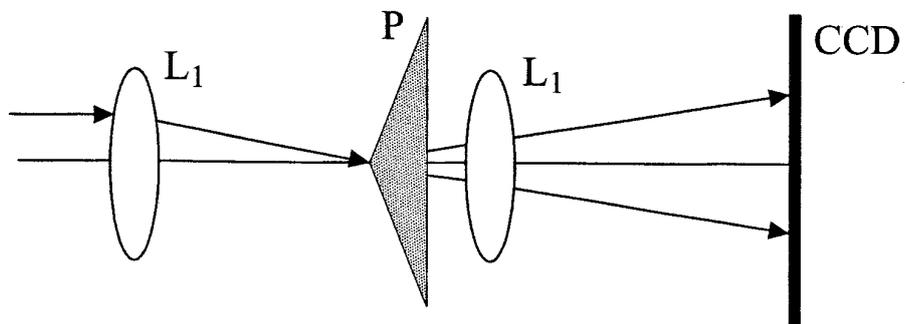


FIG. 1

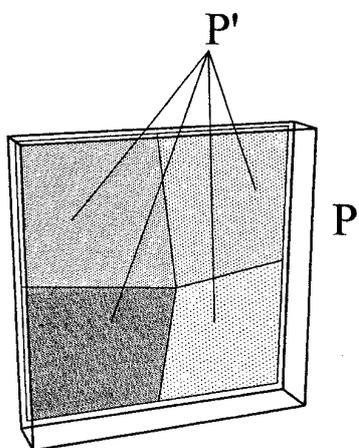


FIG. 2

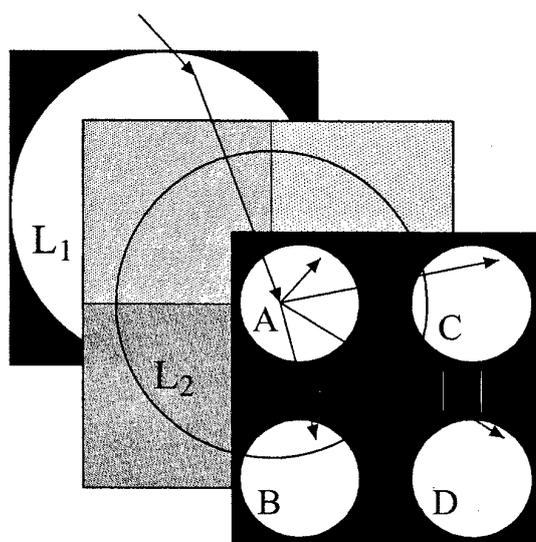


FIG. 3

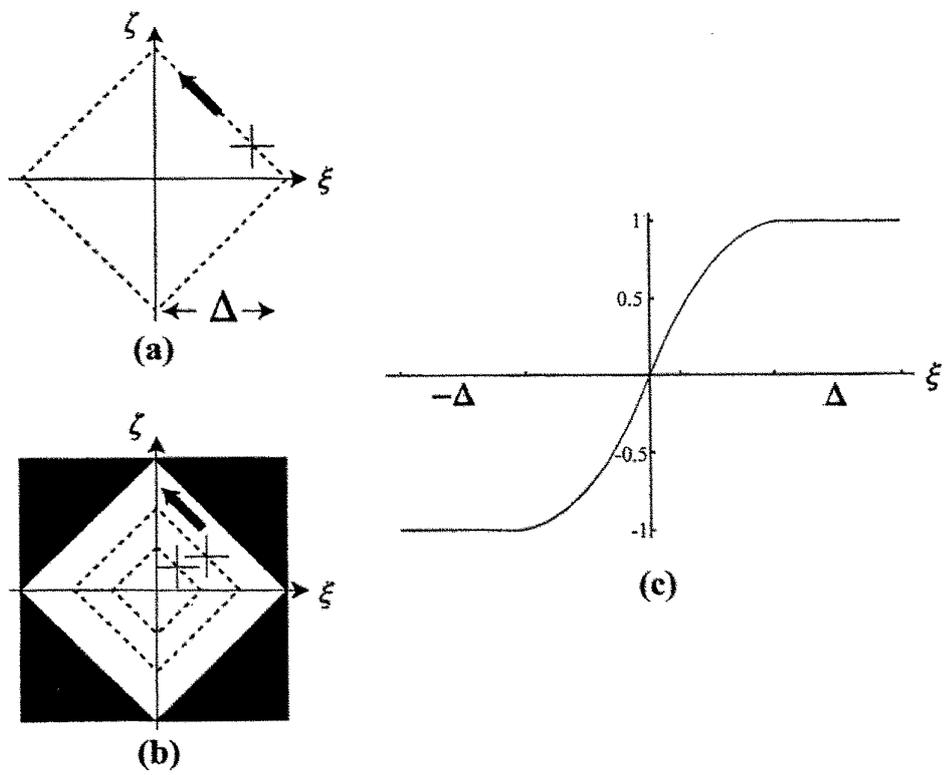


FIG.4

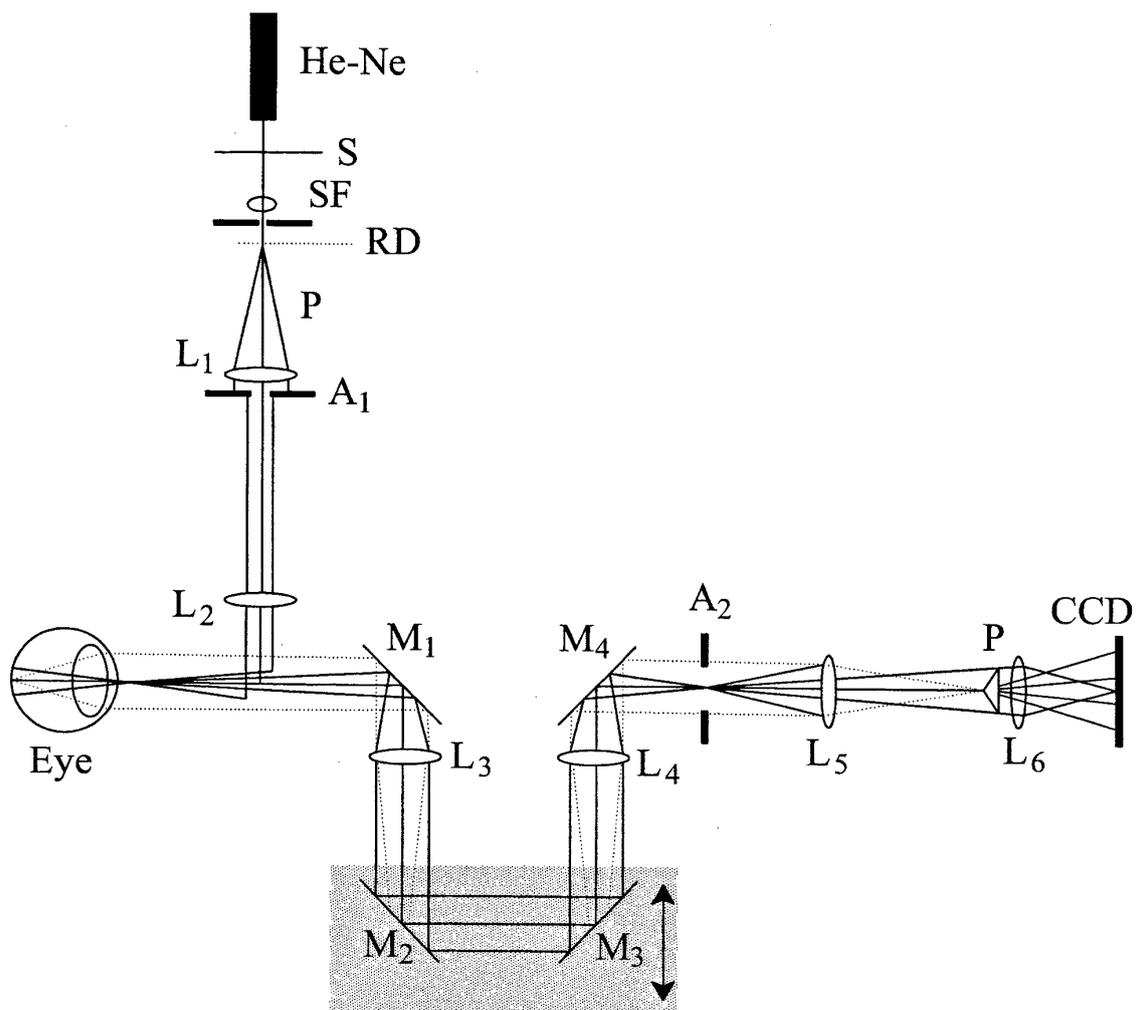


FIG.5

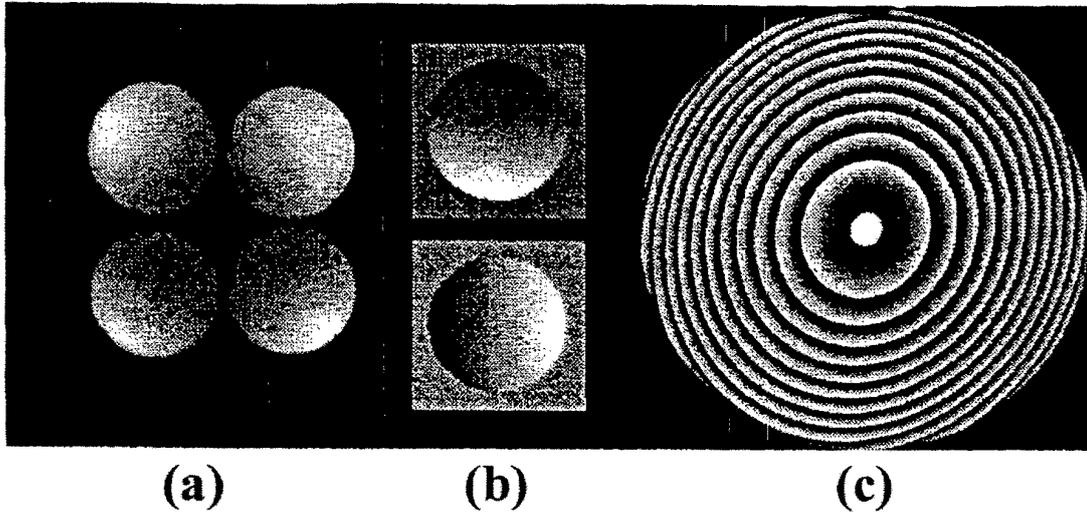


FIG.6

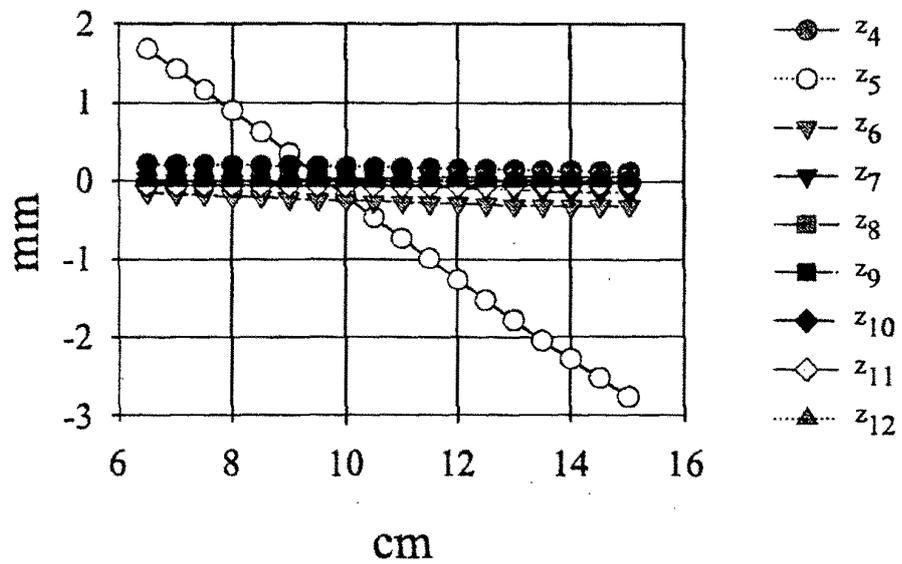


FIG.7

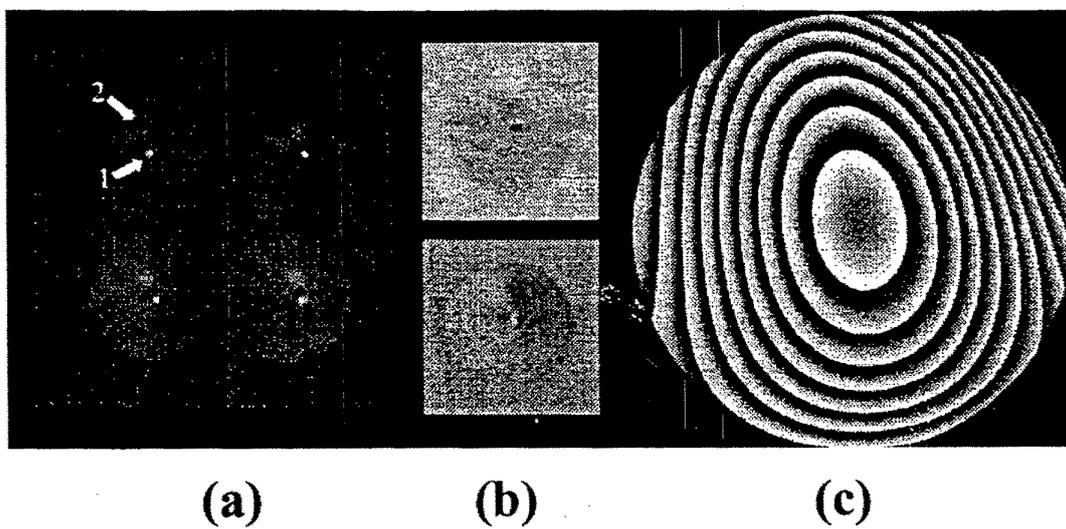


FIG.8

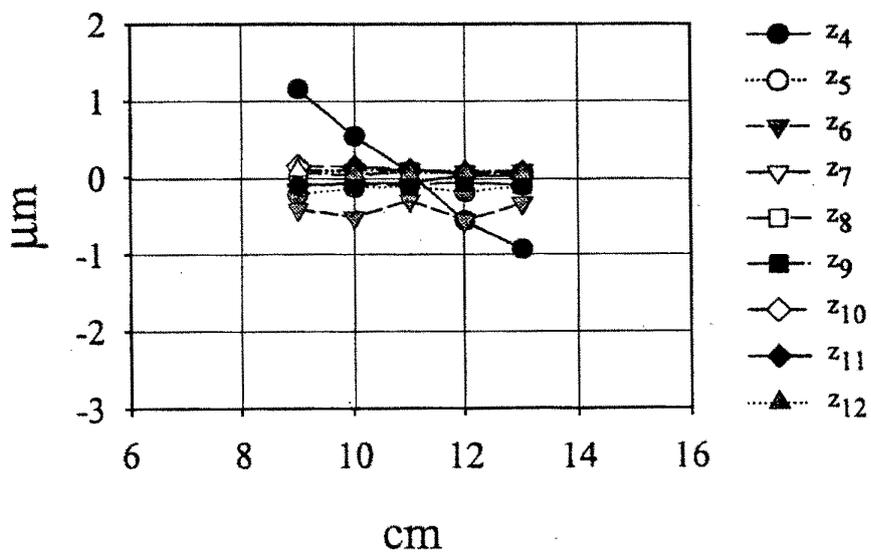


FIG.9



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

① ES 2 219 156

② Nº de solicitud: 200202103

③ Fecha de presentación de la solicitud: **13.09.2002**

④ Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

⑤ Int. Cl.7: G02B 26/10, A61B 3/10

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
X	IGLESIAS I. et al. "Extended source pyramid wave-front sensor for the human eye". OPTICS EXPRESS, Vol. 10, Nº 9, 06.05.2002, páginas 419-428, todo el documento.	1-13
A	US 2002047992 A (GRAVES et al.) 25.04.2002, párrafos [0002]-[0048]; figuras 1-4; resumen.	1,2,4,8
A	CAGIGAL M. et al. "Statistical description of wave-front aberration in the human eye". OPTICS LETTERS, Vol. 27, Nº 1, 01.01.2002, páginas 37-39.	
A	US 6382795 A (LAI) 07.05.2002	

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia

Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la misma categoría

A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita

P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación de la solicitud

E: documento anterior, pero publicado después de la fecha de presentación de la solicitud

El presente informe ha sido realizado

para todas las reivindicaciones

para las reivindicaciones nº:

Fecha de realización del informe
25.10.2004

Examinador
A. Navarro Farell

Página
1/1