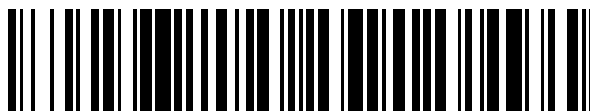


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 656 421**

51 Int. Cl.:

A61B 3/10 (2006.01)

A61B 3/107 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **21.08.2008** **PCT/IL2008/001148**

87 Fecha y número de publicación internacional: **26.02.2009** **WO09024981**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.08.2008** **E 08789820 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.11.2017** **EP 2187802**

54 Título: **Sistema multifuncional de medición oftálmica y procedimiento correspondiente**

30 Prioridad:

21.08.2007 US 935594 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

27.02.2018

73 Titular/es:

**VISIONIX LTD. (100.0%)
MANHAT TECHNOLOGY PARK 98 P.O. BOX
48261
91481 JERUSALEM, IL**

72 Inventor/es:

**ABITBOL, MARC;
MELNICK, IAN;
YAM, RAN y
HERMAN, HAGGAI**

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 656 421 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

Sistema multifuncional de medición oftálmica y procedimiento correspondiente.

- 5 La presente invención se refiere al campo de la medición de aberraciones ópticas en el ojo, y de la medición de la topografía corneal, en particular por medio de equipos automatizados.

Antecedentes de la invención

- 10 Existen varios sistemas para la medición de las aberraciones en el sistema visual del ojo, y para la medición de la topografía de la córnea del ojo. En la solicitud de patente publicada US n.º 2003/0142271, correspondiente a "Aberration and Corneal Topography Measurement", se describe un aparato para medir, con un único dispositivo, tanto las aberraciones introducidas por un ojo como la topografía de la córnea del ojo. El procedimiento incluye determinar aberraciones en un frente de onda creado mediante la reflexión de un haz en la retina de un ojo, 15 determinar la topografía corneal del ojo a partir de un patrón reflejado por la córnea, y dirigir el haz, el frente de onda y el patrón reflejado usando un combinador/separador. El aparato incluye una fuente para generar el haz con vistas a producir el frente de onda que sale del ojo, y un primer dispositivo de formación de imágenes para recibir el frente de onda, y para determinar aberraciones usando una matriz de microlentes Hartmann-Shack convencional, un proyector para proyectar el patrón en la córnea con vistas a la reflexión por parte de esta última, 20 y un segundo dispositivo de formación de imágenes para recibir el patrón reflejado con el fin de determinar la topografía corneal, y un combinador/separador para dirigir el haz, el frente de onda y el patrón reflejado.

- En el documento US 7.255.442 correspondiente a "Device for Measuring Aberrations in an Eye-Type System", se describe un sistema similar al descrito en la anterior solicitud a la que se ha hecho referencia, pero con una serie de mejoras, y en el cual, entre otros aspectos, tanto el sistema de medición de frente de onda como el sistema de medición de queratómetro están montados en una plataforma movable. 25

- En las patentes US n.º 6.130.419, 6.460.997, 6.550.917, 6.554.429, 6.565.209, 6.736.509, 6.264.328, 5.777.719, 6.827.444, y 7.036.934, se describen otros instrumentos y procedimientos de medición de frente de onda para 30 medir aberraciones oftálmicas.

- Muchas de estas máquinas presentan algunos inconvenientes, cuya eliminación haría que un instrumento de este tipo resultase más útil y más sencillo de utilizar, y, por tanto, existe una necesidad de un sistema de medición de frente de onda que supere al menos algunas de las desventajas de los sistemas y procedimientos de la técnica anterior. 35

A partir del documento US 2003/189690 se conoce otro sistema de análisis de frente de onda.

Sumario de la invención

- 40 La presente exposición describe un nuevo sistema de medición de frente de onda, para la medición de las aberraciones en el sistema visual del ojo, y para la medición de la topografía de la córnea del ojo. El sistema incorpora una serie de mejoras que facilitan las mediciones.

- 45 En la reivindicación 1 se define un procedimiento de acuerdo con la invención. En la reivindicación 9 se define un aparato de acuerdo con la invención.

- El sistema difiere con respecto a sistemas previamente disponibles, en que, tanto el conjunto de análisis de frente de onda como el módulo de medición de la acomodación se pueden mover axialmente de manera independiente entre sí. Esto presenta la ventaja de que la medición de frente de onda de las aberraciones del ojo se puede llevar a cabo fácilmente en función de la acomodación del ojo. 50

- El sistema también difiere en general con respecto a sistemas de la técnica anterior en que, de acuerdo con otra forma de realización ejemplificativa, las reflexiones corneales se reducen en las mediciones de frente de onda usando una combinación de un haz de iluminación láser ligeramente fuera de eje, reduciéndose así la limitación impuesta sobre el tamaño de la pupila del ojo que se puede medir, y los efectos de polarización limitados generados por las diversas reflexiones de los haces de iluminación y reflejado en sus trayectos ópticos. La combinación de ambos efectos mencionados da como resultado un sistema más sencillo y menos costoso, con un mayor rendimiento óptico, y una gama más amplia de tamaños de pupila que puede ser medida. 55

- De acuerdo con otro ejemplo de dichos sistemas, la medición de frente de onda se realiza usando una matriz de microlentes Hartmann Shack con una distancia focal sustancialmente menor que la correspondiente de sistemas de la técnica anterior, de tal manera que la matriz está dispuesta muy cerca del dispositivo de formación de imágenes. Esto permite obtener una gran cobertura para la medición, puesto que, incluso partes del frente de onda con una pendiente elevada, que aparecen por grandes desviaciones angulares provenientes de un ojo con fuertes aberraciones de bajo orden, se sitúan en posiciones claramente definidas en el dispositivo de formación 60

de imágenes, y, por lo tanto, se pueden identificar correctamente. Esto posibilita medir una cobertura total, global, de potencia de hasta 50 D (± 25 D), lo cual cubre prácticamente a cualquier individuo, a diferencia de sistemas de la técnica anterior que son más limitados en cuanto a la potencia máxima que se puede medir en una única medición sin que se ajuste el foco del sistema.

Una ventaja adicional de una cobertura de medición tan grande es que permite realizar una medición inicial rápida de las aberraciones del ojo sin ningún movimiento en absoluto del conjunto de medición de frente de onda. Una vez que se ha realizado la medición inicial aproximada, el sistema puede calcular cuál debería ser la posición aproximada de enfoque del sistema para un ojo con dichas aberraciones. A continuación, el sistema de análisis de frente de onda se puede mover directamente a esa posición inicial del foco, de manera que las etapas iterativas de enfoque preciso, necesarias después de ello, para converger en una posición enfocada precisa con el fin de obtener mediciones precisas de las aberraciones, se pueden realizar de manera más rápida. Por lo tanto, resulta significativamente más rápido para el control del sistema llevar a cabo una medición precisa de frente de onda usando la plataforma óptica movable.

Esta disposición permite que el sistema, de acuerdo con otra implementación ejemplificativa, lleve a cabo una búsqueda rápida de la pupila usando únicamente la imagen de la propia pupila a oscuras, por contraposición a procedimientos típicos de centrado del ojo de la técnica anterior, los cuales inicialmente proyectan una imagen sobre el ojo, y, a continuación, centran el ojo en el cuadro usando esta imagen. Una vez que se ha determinado aproximadamente la posición centrada y enfocada, aproximada, del ojo, se proyecta una imagen sobre la pupila, y se puede continuar con el enfoque y el centrado finos según la manera habitual.

Según todavía otro sistema que se describe en esta exposición, se usa un patrón de discos de Plácido para centrar las mediciones tanto del frente de onda como de la topografía corneal. Esto significa que los dos tipos de medición comparten un punto de centrado común, el cual es el vértice de la córnea, y, por tanto, no es necesaria ninguna alineación externa para cualquier cálculo subsiguiente que implique los dos tipos de medición. Esto se sitúa en contraposición con sistemas de la técnica anterior en los que se usan en general ejes de central independientes para estas dos mediciones, siendo esto connatural si se utilizan instrumentos independientes para estas dos mediciones. En tales sistemas de la técnica anterior, es necesaria alguna forma de procedimiento de alineación antes de que las dos mediciones se puedan correlacionar con el ojo individual en el que se realizan las mismas.

Se proponen también un sistema y un procedimiento, por medio de los cuales se pueden medir las superficies internas débiles de la córnea y la lente usando las imágenes de Purkinje de las interfases generadas a partir de un conjunto novedoso de discos de Plácido, en el cual las anchuras de los anillos son sustancialmente más delgadas que las correspondientes de los discos de Plácido convencionales. Con estos medios, y usando una iluminación secuencial preferida de anillos individuales del disco de Plácido, resulta posible detectar y medir estas interfases internas. A continuación, junto con una medición del espesor corneal, que se puede realizar preferentemente con una lámpara de hendidura o usando otra medición de imágenes de Purkinje angularmente fuera de eje, o un sistema de interferómetro, se tiene conocimiento de todos los parámetros de los elementos frontales del ojo.

En otros ejemplos de instrumentos descritos en esta solicitud, se proporciona un sistema para determinar el estado de acomodación del sujeto durante la medición. El sistema puede utilizar la forma de la curva de acomodación para realizar esta determinación. El procedimiento en general implica el uso de un objetivo o representación gráfica cuya imagen se sitúa primero en el infinito efectivo, y que se acerca lentamente al sujeto, proceso durante el cual puede medirse la potencia del ojo para obtener la curva de acomodación. A continuación, se inspecciona la curva en cuanto a la normalidad de su forma, y el resultado de esta inspección se usa para determinar si la medición inicial del ojo se correspondió o no con un ojo no acomodado, y, a continuación, puede determinarse si la refracción manifiesta se midió para un estado de acomodación específico o en el punto de reposo.

Una catarata cambia las propiedades ópticas de la lente del ojo, de tal manera que la lente se hace difusivamente reflectante en la región de la catarata. Según otra implementación novedosa de los sistemas de esta solicitud, el sistema se puede usar para la detección automática de cataratas, usando dos aspectos del conjunto de medición de frente de onda. La cámara de Hartmann Shack se usa para detectar la aparición de puntos (*spots*) perdidos o debilitados a partir de su imagen, y, una vez detectados, se determina su posición. La misma cámara también se puede usar para detectar la presencia de una región de dispersión difusiva, y se determina su posición. El instrumento somete a prueba la correlación espacial entre estas dos posiciones, la cual, si da positivo, es un fuerte indicador de la existencia de una catarata en el ojo en esa posición. Además, se puede usar un sistema visual de cámara para detectar cambios localizados en la imagen obtenida del ojo, y cualquier desviación con respecto a la intensidad regular de la imagen percibida. La ubicación espacial de dichas desviaciones también se puede usar como factor de correlación adicional para aumentar la fiabilidad del diagnóstico del defecto del ojo.

De acuerdo con otra posible implementación, la matriz de puntos de Hartmann Shack se puede usar sin medios

adicionales para detectar la presencia de cambios fisiológicos en la transmisibilidad del ojo, que pudieran atribuirse a las primeras fases de formación de una catarata, o algún otro defecto del ojo. La sensibilidad y la resolución de la medición de Hartman Shack en la determinación de pequeñas desviaciones en el frente de onda de un haz colimado que pasa a través del ojo son elevadas en comparación con la inspección visual directa, de tal manera que debería resultar posible detectar pequeños cambios de transmisión, o incluso de refracción, en el ojo, antes de que los mismos lleguen a ser de una magnitud tal que su efecto resulte visible mediante formación directa de imágenes, incluso con un aumento elevado. Por lo tanto, este procedimiento puede ayudar al médico a detectar la evolución inminente de una catarata u otro efecto de la visión en el ojo, antes de que dicha detección resulte posible mediante inspección directa. Incluso en circunstancias en las que no se obtiene un nivel de detección más temprano, la propia capacidad de detectar la evolución de un defecto en el ojo durante el transcurso de una prueba de refracción rutinaria, y sin ningún tiempo o coste adicional, dota al instrumento de la presente invención, de una ventaja significativa adicional.

Según otro sistema ejemplificativo, puede realizarse un mapeo de potencia local utilizando la imagen de Hartmann Shack para encontrar irregularidades locales en la estructura del ojo, en lugar de solamente las mediciones convencionales por análisis de frente de onda que determinan las aberraciones presentes sobre la superficie completa de la pupila. La potencia del ojo se calcula usando grupos de un número limitado de puntos de Hartmann Shack vecinos más próximos, tales como grupos de 4 vecinos más próximos, o de 9 vecinos más próximos, en lugar de usar un ajuste de Zernike en la superficie total. Esto permite determinar valores locales de la potencia óptica. Esta característica es especialmente útil para el análisis de la corrección de la presbicia LASIK (Cirugía láser para la formación de una córnea multifocal), con vistas a la determinación de irregularidades locales en las superficies internas a partir de la diferencia entre el mapa topográfico corneal y el mapa de potencia, y con vistas a prescripciones multifocales de lentes Intraópticas.

Usando los datos generados por el presente sistema, incluyendo los radios corneales, la potencia, el cilindro y aberraciones de orden superior del ojo, el espesor corneal e incluso la abertura de la pupila mediante la ejecución de las mediciones bajo diferentes condiciones de iluminación, es posible construir, de acuerdo con otro aspecto de la presente invención, un modelo óptico preciso del ojo como sistema de lente multi-elemento. A continuación, el modelo resultante se puede optimizar usando un modelo de trazado de rayos que tiene en cuenta el tamaño pupilar y el campo de visión. Para optimizar el rendimiento del modelo resultante puede usarse cualquier programa de diseño óptico adecuado. La corrección puede usar o bien aberraciones de bajo orden para la corrección o bien una combinación de órdenes bajos y altos. La optimización se puede basar en el diagrama de puntos, la MTF, la PSF o cualquier otro parámetro óptico. Usando este modelo óptico, es posible prescribir lentes de corrección de manera precisa sobre la base de mediciones físicas, en lugar de basarse en las entradas subjetivas del sujeto cuya visión se está sometiendo a prueba.

Así, la presente solicitud proporciona un sistema combinado con capacidad, en un instrumento, de realizar una serie de pruebas oftálmicas que, hasta el momento, han requerido el uso de más de un instrumento. Los sistemas descritos en la presente pueden realizar un mapeo topográfico de la superficie corneal, un mapeo de perfiles de superficie de capas internas, un análisis de frente de ondas para la determinación de aberraciones en el ojo, paquimetría (medición del espesor corneal), ARK (autorrefractometría/queratometría), mapeo de la potencia local, determinación de la acomodación y pupilometría para medir la respuesta de dilatación pupilar. Además, un instrumento combinado del tipo mencionado se puede usar para la detección precoz de enfermedades, tales como el Queratocono y Catarata.

Una implementación de ejemplo implica un sistema y un procedimiento de realización de mediciones en el ojo de un sujeto, comprendiendo el procedimiento:

- (i) proporcionar un sistema combinado de análisis de frente de onda y topografía corneal, incluyendo el sistema de topografía corneal un sistema visual de cámara,
- (ii) generar unas imágenes visuales del ojo usando el sistema de cámara,
- (iii) analizar las imágenes visuales obtenidas por el sistema de cámara para determinar el punto central de la pupila del ojo,
- (iv) ajustar lateralmente el sistema combinado de análisis de frente de onda y de topografía corneal para coalignar su eje óptico y este punto central de la pupila,
- (v) proyectar una imagen sobre el ojo, y
- (vi) usar un procesamiento de imágenes sobre la reflexión de la imagen proyectada desde el ojo para mejorar la precisión de centrado del ojo con respecto al sistema combinado de análisis de frente de onda y topografía corneal.

En un procedimiento de este tipo, el ojo se puede iluminar para generar las imágenes visuales del mismo, y la

iluminación puede ser iluminación de campo oscuro. Adicionalmente, en un procedimiento del tipo mencionado, la etapa de determinación del punto central de la pupila del ojo se puede realizar usando rutinas de procesamiento de imágenes.

5 En estos procedimientos ejemplificativos, la coalineación inicial del eje óptico con el punto central de la pupila permite una consecución del foco óptico y de la centralización del sistema combinado de análisis de frente de onda y de topografía corneal en el ojo, más rápida con respecto a lo que sería posible sin usar este procedimiento.

10 Otra implementación ejemplificativa implica un sistema para detectar la presencia de un defecto en el ojo de un sujeto, comprendiendo el sistema:

- (i) una fuente de luz adaptada para proporcionar iluminación retiniana del ojo, de tal manera que parte de la iluminación de la retina se refleja desde esta última y sale del ojo en forma de un frente de onda,
- 15 (ii) una matriz de microlente situada a lo largo de un trayecto óptico de frente de onda, para recibir el frente de onda y para crear una pluralidad de imágenes de puntos del mismo,
- (iii) una matriz de detectores que detecta las imágenes de puntos formadas por la matriz de microlentes, y
- 20 (iv) un sistema informático para procesar imágenes obtenidas en el sistema,

en donde el sistema informático detecta cualquier desviación de intensidad en la pluralidad de imágenes de puntos, que supere un umbral predeterminado, y determina su posición dentro de la pluralidad de imágenes de puntos.

Un sistema del tipo mencionado también puede comprender un sistema de cámara para proporcionar una imagen visual del ojo, en donde el sistema informático puede detectar, dentro de la imagen visual, cualquier región que tenga una desviación de intensidad con respecto a la intensidad global, que supere un nivel predeterminado, y determina su posición dentro de la imagen visual, y compara la posición de desviación de intensidad en la pluralidad de imágenes de puntos con la posición de la desviación de intensidad dentro de la imagen visual, e indica si se detecta una correlación espacial entre las posiciones de desviación de intensidad en la pluralidad de imágenes de puntos y la imagen visual.

35 En un sistema del tipo mencionado, el sistema informático puede analizar además la iluminación de fondo entre la pluralidad de imágenes de puntos formadas por la matriz de microlentes, y, a continuación, puede detectar cualquier desviación de intensidad en la iluminación de fondo, que supere un valor predeterminado, comparando la posición de la desviación de intensidad en la iluminación de fondo con la posición de la desviación de intensidad dentro de la imagen visual, e indicando si se detecta una correlación espacial entre las posiciones de la desviación de intensidad en la iluminación de fondo y la imagen visual. Este sistema informático puede indicar si se detecta una correlación espacial entre las posiciones de la desviación de intensidad en la totalidad de las tres de la pluralidad de imágenes de puntos, la iluminación de fondo y la imagen visual. En cualquiera de estos sistemas, el sistema informático puede ser o bien un sistema único, o bien un sistema distribuido entre varios módulos funcionales. El defecto puede ser una catarata.

45 Según todavía otra implementación ejemplificativa descrita en esta disposición, se presenta un sistema para realizar una medición de frente de onda en el ojo de un sujeto, que comprende:

- (i) un sistema de análisis de frente de onda de Shack-Hartman que analiza luz proveniente del ojo después de la reflexión desde la retina del ojo, y
- (ii) una unidad de objetivo de fijación, ajustable de tal manera que la distancia efectiva del objetivo con respecto al sujeto se puede variar sobre un intervalo desde la visión cercana del sujeto hasta el infinito efectivo,

55 en donde la unidad de objetivo de fijación puede ser ajustable a lo largo del eje de medición con independencia de la posición del sistema de análisis de frente de onda a lo largo del eje de medición. En un sistema del tipo mencionado, el ajuste de la unidad de objetivo de fijación debería permitir realizar el análisis de frente de onda cuando el ojo del sujeto se encuentra en estados diferentes de acomodación. Los sistemas pueden comprender además por lo menos un elemento de combinación/división de haz, dispuesto de tal manera que el sujeto pueda ver el objetivo de fijación al mismo tiempo que el sistema de análisis de frente de onda de Shack-Hartman está analizando luz reflejada desde la retina del ojo. Adicionalmente, el objetivo de fijación puede comprender una pantalla LCD. En cualquiera de estos sistemas, la curva de acomodación del sujeto se puede obtener e inspeccionar en relación con su desviación con respecto a una curva normal, indicando la desviación el estado de acomodación del sujeto mientras el sujeto no estaba acomodado durante la medición de frente de onda.

Se describe otro sistema ejemplificativo para reducir los efectos de la reflexión corneal cuando se realizan mediciones en el ojo de un sujeto, comprendiendo el sistema:

- 5 (i) un haz de iluminación, al menos parcialmente polarizado, incidente en el ojo del sujeto, dirigiéndose el haz al ojo a lo largo de un trayecto de medición fuera de eje, de tal manera que la reflexión desde la superficie anterior de la córnea se dirige alejándose del trayecto de medición debido a la curvatura de la superficie corneal, y
- 10 (ii) por lo menos una superficie reflectante interpuesta en el trayecto de medición, siendo la superficie reflectante de una naturaleza tal y estando alineada de manera que presenta reflectividades diferentes a la luz de polarización diferente que incide en ella.

15 En este sistema, la orientación de la polarización del haz de iluminación polarizado por lo menos parcialmente, puede ser tal que la luz reflejada especularmente desde la córnea del ojo se transmite a través de la por lo menos una superficie reflectante, menos que la luz reflejada difusivamente desde la retina del ojo, de tal modo que se reducen los efectos de la reflexión corneal. En una situación de este tipo, la reducción limitada en la reflexión corneal obtenida por el uso de la distancia fuera de eje limitada impuesta por la necesidad de que el haz incidente entre en la pupila, se puede compensar por la reflexión reducida obtenida como consecuencia de las diferentes reflectividades a luz de polarización diferente que incide en la por lo menos una superficie reflectante. 20 La por lo menos una superficie reflectante se puede alinear de forma ventajosa en el haz aproximadamente en el ángulo de Brewster.

Otro sistema descrito en la presente, para medir aberraciones introducidas por un ojo, puede comprender:

- 25 (i) una fuente de luz adaptada para proporcionar iluminación retiniana, de tal manera que parte de la iluminación de la retina se refleja desde esta última y sale del ojo en forma de un frente de onda,
- (ii) una matriz de microlente situada a lo largo de un trayecto óptico de frente de onda, para recibir el frente de onda y para crear una pluralidad de imágenes de puntos del mismo,
- 30 (iii) una matriz de detectores que detecta las imágenes de puntos formadas por la matriz de microlentes, y
- (iv) un módulo de cálculo que recibe señales de la matriz de detectores, y adaptado para determinar las aberraciones de frente de onda a partir de las señales,
- 35

en donde la distancia focal de las microlentes de la matriz es suficientemente pequeña de manera que el aparato puede cubrir mediciones de una aberración de bajo orden sobre un intervalo que se encuentra esencialmente en cualquier sujeto, sin necesidad de volver a enfocar.

40 En este sistema, el intervalo de aberraciones de bajo orden que se encuentra esencialmente en cualquier sujeto, puede considerarse situado dentro de un intervalo de hasta ± 25 dioptrías. Alternativamente, puede situarse en un intervalo de hasta ± 15 dioptrías.

45 El módulo de cálculo puede determinar las aberraciones de frente de onda utilizando el desplazamiento posicional de las imágenes de puntos con respecto a su posición obtenida con un haz de luz colimada incidente en la matriz de microlentes.

La distancia focal de las microlentes de la matriz puede ser inferior a 5 mm, o inferior a 3 mm, o inferior a 2 mm. En cualquiera de los casos, la distancia focal de las microlentes de la matriz puede ser suficientemente pequeña 50 de manera que las microlentes se puedan separar entre sí a menos de 200 micras, sin recurrir a un número f que degrade la resolución de las mediciones. Alternativamente, puede ser suficientemente pequeña de manera que las microlentes se puedan separar entre sí a menos de 100 micras, sin recurrir a un número f que degrade la resolución de las mediciones. Estas aberraciones medidas sin volver a enfocar se pueden usar para calcular la posición esperada del foco para un ojo con dichas aberraciones, y para ajustar el conjunto de medición de frente 55 de onda, de tal modo que esté aproximadamente alineado.

Otra implementación de ejemplo implica un aparato para el centrado coincidente de sistemas destinados a realizar mediciones oftálmicas en un ojo, comprendiendo el aparato:

- 60 (i) un sistema de análisis de frente de onda, que incluye una matriz de Hartman Shack,
- (ii) un sistema de topografía corneal, que incluye un sistema visual de cámara, y
- 65 (iii) un objeto de centrado iluminado dispuesto frente al ojo, de tal manera que la iluminación proveniente del objeto de centrado se refleja en el ojo y el sistema de topografía corneal forma una imagen de la misma para definir la centralización de la córnea en el sistema de topografía corneal,

en donde el sistema de análisis de frente de onda y el sistema de topografía corneal están calibrados sobre el mismo eje óptico mediante alineación previa, de tal manera que el objeto de centrado es eficaz para garantizar que tanto las imágenes de topografía corneal como el sistema de análisis de frente de onda están centrados en común.

En este aparato, las imágenes del objeto de centrado se pueden centrar en el sistema de topografía corneal moviendo el sistema de topografía corneal lateralmente con motores eléctricos. El objeto de centrado iluminado puede ser un disco generalmente opaco que tiene un patrón concéntrico el cual se ilumina, de manera que el sistema de topografía corneal puede formar una imagen de la reflexión del patrón concéntrico proveniente de la superficie del ojo. El patrón concéntrico se puede iluminar de tal manera que su iluminación caiga en la mayor parte de la superficie corneal, de tal modo que pueda realizarse una medición topográfica corneal de la mayor parte de la superficie corneal. En tal caso, el patrón concéntrico se puede iluminar mediante diodos emisores de luz que emitan en el espectro visible, en cuyo caso, deberían iluminar la superficie completa del disco.

Como alternativa a lo anterior, el patrón concéntrico se puede iluminar de tal manera que se ilumine solamente una parte del ojo dentro de la apertura pupilar. El patrón concéntrico se puede iluminar por medio de diodos emisores de luz que emitan fuera del espectro visible, y, a continuación, puede iluminar una parte de la superficie del disco cerca de su centro.

En cualquiera de estas implementaciones, el patrón concéntrico puede ser una serie de anillos concéntricos, de tal manera que el objeto de centrado sea un disco de Plácido.

Además, dichos sistemas de objeto de centrado iluminado pueden comprender adicionalmente un sistema para obtener la posición de foco óptico de las imágenes del objeto de centrado, moviendo el aparato longitudinalmente con motores eléctricos hasta que se obtengan las imágenes reflejadas más definidas del objeto de centrado. Las imágenes reflejadas más definidas del objeto de centrado se pueden obtener buscando la máxima pendiente de las imágenes de detalles del objeto de centrado. La búsqueda se puede realizar determinando las diferencias máximas entre picos de derivadas de los detalles del objeto de centrado.

Finalmente, en estas implementaciones, un aspecto importante es que el vértice de la córnea del ojo se puede alinear con el eje óptico del aparato tanto para mediciones de frente de onda como para mediciones de topografía corneal.

Implementaciones adicionales pueden implicar un sistema ejemplificativo para medir las posiciones de las superficies internas de un ojo, comprendiendo el sistema:

- (i) un objeto de fuente iluminado dispuesto de tal manera que su iluminación se proyecta en el ojo, siendo el objeto generalmente opaco aunque presentando una serie de anillos concéntricos iluminados, y
- (ii) una cámara de detección que forma una imagen de la reflexión de los anillos concéntricos iluminados en las diversas superficies del ojo,

en donde la relación de la anchura de los anillos con respecto a la anchura de las regiones opacas entre anillos puede ser sustancialmente inferior al 50%.

Dichos anillos de anchura limitada pueden permitir reflexiones internas débiles de las superficies internas del ojo que se resolverán en presencia de una reflexión de mayor intensidad proveniente de la superficie anterior de la córnea.

Todavía otras implementaciones pueden implicar un sistema para medir el espesor de una córnea, que comprende:

- (i) por lo menos un láser que dirige su haz de salida de luz sobre la superficie corneal con un ángulo de incidencia, tal que el haz de luz se refleja desde las superficies corneales anterior y posterior,
- (ii) un dispositivo de detección de imágenes, que capta luz proveniente de, por lo menos un haz reflejado desde las superficies corneales anterior y posterior, generando la luz franjas de interferencia mediante interacción de los dos haces de luz reflejados, y
- (iii) un modelo de cálculo para medir la separación entre las franjas, y para determinar el espesor corneal a partir de la separación.

En este sistema, el por lo menos un láser que dirige un haz de luz sobre la superficie corneal con un ángulo de incidencia, puede ser dos láseres, dirigiendo cada uno de ellos un haz de luz sobre la córnea, siendo dirigidos los dos haces de luz sobre una región de la córnea con ángulos opuestos de incidencia, de tal manera que pueden

reducirse los efectos del movimiento del ojo sobre la medición de las franjas de interferencia.

Según todavía otro aspecto, se proporciona un procedimiento de generación de un mapa de potencia local de un ojo, que comprende las etapas de:

- (i) iluminar la retina del ojo, de tal manera que parte de la iluminación retiniana se refleja desde la retina y sale del ojo en forma de un frente de onda,
- (ii) hacer pasar el frente de onda a través de una matriz de Hartman Shack situada a lo largo de un trayecto óptico del frente de onda, para crear una pluralidad de imágenes de puntos de imagen del mismo,
- (iii) detectar las imágenes de puntos formadas por la matriz de Hartman Shack, y
- (iv) calcular aberraciones del frente de onda a partir de las posiciones de los puntos detectados,

en donde el cálculo se realiza usando un grupo de un número pequeño de puntos vecinos localizados, de tal manera que pueden determinarse aberraciones del ojo sobre una región local correspondiente al grupo de puntos vecinos localizados.

En este procedimiento, el número pequeño de puntos vecinos localizados puede ser uno de entre o bien los cuatro puntos vecinos más próximos o bien los nueve puntos vecinos más próximos. En cualquiera de estos procedimientos antes descritos, en general pueden determinarse aberraciones de hasta el tercer orden. Los procedimientos también pueden comprender la etapa de comparar el mapa de potencia local del ojo con un mapa de topografía corneal del ojo, de tal manera que pueden determinarse irregularidades locales de superficies internas del ojo a partir de diferencias entre ellos.

Según otros ejemplos descritos en esta solicitud, se proporciona un procedimiento de generación de un modelo de un ojo de un sujeto, que comprende las etapas de:

- (i) determinar un mapa de topografía corneal del ojo a partir de una medición de topografía corneal,
- (ii) determinar por lo menos parte de la potencia, el cilindro y aberraciones de orden superior del ojo a partir de un análisis de frente de onda correspondiente a un frente de onda proveniente del ojo,
- (iii) determinar el espesor corneal del ojo a partir de una medición de perfilado corneal,
- (iv) utilizar estos datos para construir un modelo óptico del ojo en forma de un sistema de lente multielemento, y
- (v) optimización del modelo usando un modelo de trazado de rayos que tiene en cuenta el tamaño pupilar y el campo de visión,

en donde el modelo optimizado se usa para corregir el rendimiento de una lente en relación con el ojo modelado, sobre la base de los parámetros físicos del ojo determinados a partir del modelo.

En un procedimiento de tipo mencionado, la optimización se puede basar en el diagrama de puntos, la MTF, la PSF u otro parámetro óptico. Adicionalmente, el tamaño pupilar se puede simular por medio de la apertura óptica del modelo óptico. También pueden usarse datos subjetivos en combinación con el modelo optimizado para corregir el rendimiento de la lente.

Finalmente, la lente en relación con el ojo modelado puede ser una cualquiera de una lente de unas gafas, una lente de contacto, una lente intraóptica, o una superficie oftálmica generada mediante cirugía refractiva por láser.

Durante toda esta solicitud, el movimiento de componentes o sistemas en la dirección del eje óptico o trayecto óptico, a saber, la dirección Z, se puede denominar, y por tanto se puede reivindicar, como desarrollado en la dirección longitudinal, y los movimientos en las direcciones X e Y o en el plano x-y se puede denominar, y por lo tanto se puede reivindicar, como desarrollados en la dirección lateral.

Breve descripción de los dibujos

La invención reivindicada en la presente se entenderá y apreciará de forma más exhaustiva a partir de la siguiente descripción detallada, considerada en combinación con los dibujos, en los cuales:

la figura 1 ilustra esquemáticamente una vista en planta de un sistema ejemplificativo de acuerdo con la presente invención reivindicada, que incluye tanto un análisis de frente de onda como una medición de la topografía corneal;

la figura 2 es una imagen fotográfica de la pupila tomada usando el sistema de la figura 1, aunque con solamente iluminación de campo oscuro;

la figura 3A es una representación esquemática de un conjunto de disco de Plácido para su uso de acuerdo con otra implementación del instrumento mostrado en la figura 1, que muestra dos tipos diferentes de iluminación; la figura 3B es una vista frontal del panel de iluminación del conjunto de disco de Plácido de la figura 3A, que muestra la ubicación espacial de las dos fuentes de iluminación diferentes; la figura 3C es una imagen fotográfica de una pupila con los anillos de Plácido iluminados para una medición de frente de onda, que muestra solamente los pocos anillos centrales iluminados; y la figura 3D es una imagen fotográfica de la pupila, que muestra la iluminación completa de los anillos de Plácido reflejada para permitir la realización de mediciones precisas queratométricas y topográficas corneales sobre la superficie frontal completa del ojo;

la figura 4 muestra representaciones espaciales sobre la imagen de la pupila de un conjunto de anillos (trazado superior) y las derivadas espaciales de su intensidad (trazado inferior);

la figura 5 muestra esquemáticamente el haz de iluminación aplicado al ojo en una posición fuera de eje, para la reducción de la reflexión corneal;

la figura 6 muestra los cambios de polarización con respecto a una superficie dieléctrica reflectante a medida que cambia el ángulo de incidencia;

la figura 7 es una curva de acomodación para un sujeto típico, con el fin de ilustrar esquemáticamente cómo determinar el estado de acomodación de ojo durante la medición;

la figura 8 ilustra esquemáticamente un procedimiento de medición del espesor corneal de un ojo usando una medición de tipo Purkinje con el sistema descrito en los dibujos previos;

la figura 9 muestra un sistema de medición de tipo Purkinje para permitir la medición del espesor de la lente;

la figura 10 describe esquemáticamente un ejemplo alternativo de un sistema para realizar dichas mediciones paquimétricas de la córnea, usando franjas generadas interferométricamente por reflexión de un haz de láser desde las dos superficies de la córnea;

la figura 11 muestra una implementación bidireccional esquemática del sistema de la figura 10, para permitir eludir los efectos de inclinación del ojo;

las figuras 12A a 12C ilustran imágenes proporcionadas por los presentes sistemas, que permiten un procedimiento para la detección automática de cataratas. La figura 12A muestra una imagen esquemática de la cámara de visualización del sistema, que detecta la presencia de una región de dispersión difusiva; la figura 12B muestra la imagen de Hartmann Shack correspondiente, que muestra la aparición de puntos perdidos o debilitados; y la figura 12C muestra una imagen esquemática tomada en la cámara de Hartmann-Shack, de un mapa de la intensidad de los espacios entre los puntos de Hartmann-Shack;

las figuras 13A a 13C muestran, de acuerdo con otra forma de realización preferida, la manera mediante la cual se lleva a cabo el mapeo de potencia local usando imágenes de Hartmann Shack para encontrar irregularidades locales en la estructura del ojo; y

las figuras 14 y 15 ilustran datos de salida gráficos de un modelo óptico del ojo construido con la utilización de datos obtenidos a partir de topografía corneal, espesor corneal y mediciones de análisis de frente de onda, realizados con los sistemas de la presente solicitud.

Descripción detallada de formas de realización preferidas

A continuación se hace referencia a la figura 1, que ilustra esquemáticamente una vista en planta de un sistema ejemplificativo de medición de frente de onda, que incorpora algunas de las características novedosas descritas en esta solicitud. El sistema incluye un conjunto de análisis de frente de onda, tal como es conocido en la técnica, que incluye una fuente de láser 10, espejos 11a y divisores de haz 11b para dirigir correctamente el haz incidente a la retina en el ojo 18 del sujeto, y para dirigir correctamente de nuevo la luz reflejada desde la retina, y un conjunto de sensores de Hartmann-Shack 12 que usa una matriz de microlentes para proporcionar la imagen en un dispositivo de formación de imágenes, a partir de lo cual se determinan las aberraciones del ojo. El conjunto de análisis de frente de onda está montado en su propia mesa 13 la cual es movable en la dirección del eje óptico, entre la iluminación y el ojo, definida como la dirección z. El sistema incluye también un objetivo de fijación 14 y lentes asociadas 15, para medir el funcionamiento apropiado de la acomodación del ojo, y para llevar el foco del ojo a un punto próximo al infinito antes de llevar a cabo la medición de frente de onda.

Adicionalmente, ajustando los reglajes del objetivo 14, es posible llevar a cabo las mediciones de frente de onda con el ojo en cualquier acomodación deseada, proporcionando así más información sobre los cambios en la visión con acomodación. El conjunto de medición de la acomodación se monta por separado con respecto a la mesa 13 del conjunto de análisis de frente de onda, de tal manera que el movimiento en la dirección z de cada uno de estos dos componentes del sistema se puede realizar independientemente.

Se proporciona un sistema de medición del perfil corneal, que comprende un disco de Plácido 16, tal como es conocido en la técnica, o un dispositivo similar para iluminar la córnea, y una cámara 17 para formar imágenes de las reflexiones de la iluminación del disco de Plácido proveniente de la córnea 18. A partir de las imágenes de la cámara, puede determinarse el perfil corneal. El sistema completo se puede mover en las direcciones x e y para facilitar el centrado correcto del ojo, y en la dirección z para un enfoque correcto, antes de realizar cualquier medición.

Finalmente, se incluye un sistema novedoso para realizar mediciones paquimétricas en la córnea, que usa haces de láser proyectados en un ángulo incidente el cual se puede situar, por ejemplo, en la región de 45°, a través de aberturas 20 a cada lado de la carcasa de los discos de Plácido, tal como se expondrá adicionalmente de forma detallada en relación con las figuras 10 y 11 posteriormente.

La mesa de frente de onda 13 y el módulo de medición de acomodación 14 son movibles independientemente en la dirección del eje óptico, marcada con Z, proporcionando diversas ventajas al presente sistema, tal como se explicará posteriormente en la presente en relación con la figura 7.

La figura 1 está destinada a mostrar esquemáticamente solo los diversos componentes, trayectos y subsistemas ópticos de un ejemplo de la implementación de un instrumento de acuerdo con la presente invención reivindicada. En la figura 1 se muestran únicamente los movimientos de enfoque de los subsistemas en el eje z, aunque debe entenderse que el sistema incluye también un movimiento en la dirección x, y y z para un enfoque y un centrado generales. Adicionalmente, no se describen de manera específica lentes estándar, espejos dicróicos y otros componentes ópticos, tales como los que se usan en disposiciones convencionales de análisis de frente de onda. Además, debe entenderse que el sistema también tiene que incluir sistemas electrónicos de procesamiento y control de señales para interconectar las diversas salidas provenientes de los detectores y sensores, y las diversas entradas a motores de movimiento de la mesa, motores de enfoque, y fuentes de iluminación, tal como es bien conocido en la técnica. Para simplificar el dibujo, estas unidades no se muestran en la figura 1, aunque su presencia se entenderá por las flechas marcadas con 22, que conducen a las unidades de procesamiento y control del sistema.

Los instrumentos descritos en esta solicitud, según se ejemplifica por el correspondiente que se muestra en la figura 1, tienen varias características novedosas adicionales que pueden proporcionar ventajas significativas con respecto a instrumentos de la técnica anterior, tanto en cuanto a su utilización como en cuanto a la precisión, de la forma siguiente:

A. Procedimiento de medición inicial.

El proceso de medición comienza con una estimación aproximada de la potencia esférica del ojo. De acuerdo con este aspecto de la presente invención, la distancia focal de las microlentes en la matriz de Hartmann Shack está dispuesta de manera que es muy pequeña, preferentemente del orden de 5 mm o menor, aunque no inferior al límite en el que los efectos de la difracción de Fresnel resultan significativos, el cual se sitúa típicamente en 2 mm, de tal manera que la matriz de Hartmann Shack se puede disponer muy próxima a su elemento de formación de imágenes. Este elemento de formación de imágenes puede ser cualquier matriz adecuada que tenga la resolución requerida, ya sea CMOS, CCD o cualquier otro dispositivo. Esta separación reducida presenta dos ventajas relacionadas. En primer lugar, la reducida distancia focal da como resultado un movimiento limitado generado por la aberración, de los puntos de Hartmann Shack con respecto a sus posiciones ordenadas, de tal manera que resulta más sencillo realizar un seguimiento de las posiciones de los puntos incluso con grandes aberraciones. En segundo lugar, el diámetro de las microlentes y, por tanto, la separación de las microlentes se puede reducir sin influir en el número f de la disposición de enfoque. Un número f elevado daría como resultado un mayor tamaño de los puntos, y, por tanto, una resolución menor de la medición, por lo que es importante mantener un sistema de enfoque con un número f pequeño. La reducción de la separación de las microlentes permite un mayor número de microlentes, de tal manera que se incrementa la resolución de la medición.

Así, esta separación reducida permite obtener una mayor cobertura de aberraciones para la medición, ya que, incluso partes del frente de onda con una gran pendiente, provenientes de grandes desviaciones angulares de un ojo con fuertes aberraciones de bajo orden, siguen situándose en posiciones definidas de forma clara en la matriz de formación de imágenes, y, por tanto, se pueden identificar correctamente. De este modo, el uso de una distancia focal tan pequeña permite medir un intervalo total, general, del orden de hasta 50 D, que cubre a casi prácticamente cualquier sujeto. Así, existe una relación inversa entre la cobertura de aberraciones que se puede medir, y la distancia focal de las microlentes en la matriz de Hartmann Shack – cuanto menor sea la distancia

focal, mayor será la cobertura de aberraciones que se puede medir.

En general, los sistemas de la técnica anterior usan una distancia focal mayor que los correspondientes del presente instrumento. Por ejemplo, en el documento US 7.036.934, se menciona un sistema que tiene una distancia focal de las microlentes de 80 mm para su uso con una matriz de microlentes con separación entre microlentes de 800 micras, o de 40 mm para su uso con una matriz de microlentes con una separación entre microlentes de 400 micras. Puede medirse un gran intervalo con una matriz de microlentes de distancia focal tan grande, únicamente mediante el uso de una separación entre microlentes comparativamente elevada, para permitir que se realice el seguimiento del movimiento de los puntos vecinos. No obstante, esto daría como resultado, entonces, un número limitado de puntos, y se reduciría la resolución de las mediciones, y, por tanto, la precisión global. Por lo tanto, dicha combinación de separación grande entre microlentes y elevada distancia focal de la técnica anterior sería en general más limitada que la disposición óptica de la presente invención, la cual proporciona un buen nivel de precisión para mediciones de gran potencia en una única medición estática, sin ningún procedimiento de medición adicional, tal como una etapa de enfoque a través del movimiento z de la matriz de Hartman Shack.

Debido a que una distancia pequeña de las microlentes al dispositivo de formación de imágenes significa que es necesario medir desplazamientos muy pequeños de los puntos en el dispositivo de formación de imágenes, para no perder sensibilidad espacial, el dispositivo de formación de imágenes debe presentar un tamaño de los píxeles lo menor posible, y se usa preferentemente un dispositivo que tenga 1,3 Megapíxeles o más.

Para mantener la precisión de la medición, debería usarse una matriz de microlentes con una alta resolución espacial, para generar suficientes puntos para proporcionar una buena precisión de medición. Una separación entre microlentes de 110 micras o inferior puede resultar ventajosa para su uso en los instrumentos descritos en esta solicitud.

Adicionalmente, el diseño del presente instrumento de separación pequeña/distancia focal reducida da como resultado un instrumento significativamente menos farragoso que muchos dispositivos de medición de frente de onda de la técnica anterior que llevan a cabo mediciones de parámetros ópticos similares del ojo.

El uso de un intervalo de mediciones de aberraciones tan gran dota a los instrumentos descritos en la presente, de una ventaja significativa con respecto a instrumentos de la técnica anterior, ya que permite realizar una medición inicial rápida del ojo sin ningún movimiento de enfoque del conjunto de medición de frente de onda. El procedimiento de distancia focal reducida, combinado con una matriz de microlentes de Hartman Shack de alta resolución espacial y un detector de alta resolución, es tal que resulta posible realizar una medición de una aberración de hasta ± 25 D con una precisión mejor del 5% con una medición estática, de un solo disparo, sin ninguna etapa de enfoque. De este modo, esto permite una convergencia más rápida para el procedimiento de medición en comparación con instrumentos de la técnica anterior que usan mayores distancias de los planos de la matriz de microlentes al detector, y, por lo tanto, no presentan un intervalo de medición instantáneo tan gran como el que se logra con los instrumentos descritos en la presente.

El procedimiento estático descrito anteriormente permite que el sistema determine un valor aproximado de las aberraciones de bajo orden sobre un amplio intervalo sin ningún procedimiento iterativo de búsqueda, tal como el que se realizaría con el re-enfoque en el eje z. Tras esta captura inicial de los parámetros de bajo orden del ojo, generalmente una medición de la esfera y del cilindro, los datos ya obtenidos sobre las aberraciones de bajo orden se usan para mover el foco a una posición conocida a priori, con el fin de reducir al mínimo el tamaño de los puntos del haz de láser de entrada sobre la retina. Sin este conocimiento inicial de las aberraciones aproximadas del ojo, el sistema debería realizar una serie de mediciones iterativas, cambiando el foco del eje Z en cada iteración con el fin de converger en el mínimo tamaño de los puntos enfocados de la retina. Usando el nivel de aberración aproximado, determinado inicialmente, del ojo, el sistema puede calcular los reglajes focales en el eje Z que proporcionan una compensación para estas aberraciones y que enfocan aproximadamente en la retina, teniendo en cuenta la aberración medida hasta el momento. A partir de este punto en adelante, la medición continúa según la manera habitual de ajuste iterativo del foco en el eje z, para obtener el mejor foco y para analizar la matriz de puntos de Hartmann Shack de la manera más precisa posible.

Como consecuencia, la luz emitida desde el punto enfocado en la retina presenta una colimación óptima a su llegada a la matriz de Hartmann Shack, y, por tanto, permite la realización de una medición más precisa. Adicionalmente, este enfoque en la dirección z garantiza que la luz reflejada del punto enfocado en la retina se puede dirigir en forma de un haz colimado hacia el conjunto de medición de Hartman Shack, compensando así cualquier divergencia o convergencia comunicada al haz reflejado, por la potencia del ojo. De este modo, este procedimiento de enfoque compensa eficazmente la potencia esférica del ojo, que, para un ojo miope o hipermetrope generaría un mayor punto en la retina. El uso de un ojo efectivamente emétrope, que es el resultado del movimiento en la dirección z, cancela el efecto de cualquier potencia esférica, permitiendo así la medición de las aberraciones de orden superior con una mayor precisión.

B. Procedimiento de enfoque y centrado.

Según otro ejemplo de los instrumentos y procedimientos descritos en esta solicitud, el procedimiento de enfoque y centrado se puede realizar de la siguiente manera, usando en general un procedimiento de dos fases. El algoritmo de centrado puede comenzar con una búsqueda de la pupila, usando únicamente el contraste en la imagen de la propia pupila oscura. Esto se sitúa en contraposición con procedimientos típicos de centrado del ojo de la técnica anterior, los cuales inicialmente proyectan una imagen sobre el ojo, y, a continuación, centran el ojo en el cuadro usando esta imagen. Cuando se usa únicamente el contraste de la pupila, la búsqueda puede comenzar a una distancia comparativamente grande del ojo, y la imagen se explora para una región oscura típica de la pupila. Una vez que se ha encontrado, el propio contraste de la imagen de la pupila se usa para la etapa de centrado inicial, que se puede realizar muy rápidamente. Únicamente cuando se ha alcanzado esta posición, se proyecta una imagen sobre la pupila, y se realiza un enfoque y un centrado finos usando esta imagen.

Describiendo este procedimiento de manera más detallada, las siguientes etapas se pueden utilizar para proporcionar la precisión óptima de medición en esta aplicación, aunque debe entenderse que no todas las etapas son etapas esenciales para la ejecución del procedimiento, y el sistema se puede hacer funcionar y las mediciones se pueden realizar con un número de etapas inferior al total que se muestra a continuación en la presente.

1. Se captan imágenes desde la cámara de visualización 17, típicamente a 25 cuadros por segundo, para permitir un rendimiento rápido del procedimiento.
2. Se aplica iluminación de campo oscuro al ojo por medio de unos LED 19 situados a los lados del ojo, tal como se muestra en la figura 1. Esta iluminación desde el lateral, reduciendo retro-reflexiones directas, muestra muy claramente los límites de la pupila. A continuación, la rutina de procesamiento de imágenes puede detectar la pupila negra, incluso si la misma está alejada de la posición correctamente enfocada, e, incluso, si solamente parte de la pupila está dentro del cuadro de la imagen. La iluminación de campo oscuro simplifica la tarea de una detección inequívoca de la pupila, aunque debe entenderse que esta etapa se puede realizar con cualquier iluminación adecuada, siempre que la pupila se pueda identificar y centrar correctamente usando esa iluminación.
3. A continuación, la rutina de procesamiento de imágenes busca el píxel más oscuro de la imagen, ignorándose los bordes de la misma para esta etapa.
4. Se realiza una búsqueda de una región en torno al píxel más oscuro que tenga un nivel de gris inferior a un nivel de umbral predeterminado (para garantizar que el nivel de gris mínimo que se ha detectado está realmente dentro del área de la pupila, y no es simplemente un punto anómalo oscuro en algún otro lugar de la imagen ocular).
5. A continuación, se halla el centro de esta región usando cualquiera de las técnicas de procesamiento de señal comúnmente conocidas.
6. Se activa el movimiento en x e y del sistema para llevar el centro de la región al centro de la imagen. Esto se ilustra en la figura 2, que es una fotografía real de una imagen de la pupila con solamente la iluminación de campo oscuro. Los ejes de la fotografía se marcan en píxeles de la imagen, como se hace también para las figuras 3C y 4.
7. Se realiza una comprobación para confirmar que el centro de la imagen está dentro del píxel más oscuro, según se determina usando el anterior criterio de la etapa 4, y, en caso negativo, se lleva a cabo una iteración adicional.
8. Llegado este punto, se ha completado el procedimiento inicial de enfoque y centrado aproximados, y el procedimiento puede continuar usando una imagen proyectada en el ojo, tal como es conocido en la técnica, lo cual permite un aumento de la precisión del procedimiento de enfoque y centrado. La imagen puede ser la correspondiente de un conjunto de anillos de Plácido proyectada en la córnea, y el centro del anillo, debido a la geometría de la reflexión de una imagen proveniente de una superficie curvada, se sitúa en la posición del vértice corneal. No obstante, debe entenderse que el instrumento y el procedimiento no están destinados a limitarse al uso de imágenes de anillos de Plácido, y que, dentro del alcance de la presente invención reivindicada, se sitúa el uso de cualquier otro tipo de imagen, además de la correspondiente de anillos de Plácido, que permita determinar la posición del vértice corneal.
9. En este momento está activada la iluminación de los anillos de Plácido. Pueden usarse dos modos diferentes de iluminación, uno para el modo de queratómetro/topografía corneal, y otro para usarse cuando el instrumento está en el modo de autorrefractómetro/mapeo de frente de onda. La figura 3A muestra una representación esquemática del disco de Plácido 30 que se está usando en esta implementación, mostrando los dos tipos diferentes de iluminación. Durante el procedimiento de

calibración y alineación de la máquina, las dos cámaras (visualización y frente de onda) están alineadas conjuntamente sobre un solo objeto, tal como un conjunto de hilos metálicos en retículo. El objeto está montado frente al sistema en el eje óptico, y ambas cámaras se ajustan hasta que este objeto está centrado en las dos cámaras. La cámara de visualización puede centrar el hilo metálico reticulado directamente en su cuadro de imagen, mientras que, para el análisis de frente de onda, se usa un ojo artificial para proporcionar un conjunto de puntos de Hartmann Shack similares a los correspondientes cuya imagen se forma con un ojo real, y la posición del hilo metálico en retículo frente al ojo se determina a partir de un punto (o puntos) perdido debido a la obstrucción del hilo metálico en retículo. Posteriormente, cuando un objeto dado se centra en la cámara de visualización, se sabe que el mismo también está centrado en la cámara de frente de onda. Por tanto, el centrado de la cámara de visualización en la imagen del disco de Plácido, también centra la cámara de frente de onda en la misma imagen. Por ello, una vez que el patrón de anillos de Plácido se ha centrado y alineado para las mediciones de topografía corneal, se sabe que la medición de frente de onda también está alineada con el mismo eje, puesto que los dos tipos de medición comparten un punto de centrado común, en el vértice de la córnea. Esto es una ventaja significa con respecto a mediciones de la técnica anterior, donde, en general, se requiere algún procedimiento de alineación externa para cálculos que implican los dos tipos de medición, con el fin de relacionar el eje de referencia del mapa de frente de onda con el correspondiente del mapa del perfil corneal. En el presente instrumento, ambos mapas mencionados están centrados en el mismo eje de coordenada.

10. En referencia a continuación, nuevamente, a la figura 3A, en el modo de topografía corneal, todos los anillos de Plácido 30 se deberían iluminar para cubrir una región de la córnea tan gran como sea necesaria. Esto se puede lograr fácilmente en una implementación ejemplificativa, activando una matriz de LED rojos 32, típicamente a 650 nm, que se disponen para iluminar la superficie posterior completa del patrón de anillos de Plácido. Puesto que la dilatación pupilar no afecta al perfil corneal, el uso de LED de iluminación visible y de bajo coste no afecta a la medición de la topografía corneal, aunque debe entenderse que también pueden usarse LED de IR.

Por otro lado, para la aplicación con el modo de análisis de frente de onda, deberían usarse unos LED de IR 34, que emiten con longitudes de onda invisibles para el ojo humano 36, de manera que el tamaño pupilar no cambie con la iluminación, y el número f efectivo de la lente del ojo no varíe. Puede usarse una longitud de onda de 880 nm o 950 nm. Un tamaño pupilar reducido daría como resultado la medición de aberraciones reducidas, de nivel inferior a los correspondientes obtenidos con la abertura pupilar normal del ojo a niveles de visión normales debido a efectos de campo reducido y de descentrado reducido. En el modo de análisis de frente de onda, únicamente es necesario iluminar los anillos más internos, tal como se muestra en la figura 3A por la ubicación de los LED de IR 34 solamente en posiciones cercanas al eje del disco Plácido, para iluminar solo la región central del ojo. Alternativamente, puede usarse un modo único de iluminación para iluminar el disco de Plácido completo, en cuyo caso, deberían usarse LED que emiten en el infrarrojo cercano, fuera del alcance de la respuesta visual del ojo, tal como con longitudes de onda 880 nm o 950 nm, para evitar los efectos antes mencionados que surgen por el tamaño pupilar. La figura 3B muestra una vista frontal de una placa de iluminación ejemplificativa 38 para su uso con los discos de Plácido 30 antes descritos. La vista frontal muestra la disposición espacial de los LED rojos 32 sobre el área completa de los anillos de Plácido, mientras que los LED infrarrojos 34 están dispuestos de tal manera que solamente iluminan los anillos centrales.

11. Por medio de procedimientos conocidos de procesamiento de la señal, se halla el centro de los anillos, y el mismo se lleva al centro de la imagen por medio del ajuste de los motores de movimiento en x e y . El centro de los anillos se encuentra en el vértice corneal, y, en general, puede ser diferente del centro de la pupila. Los motores de x e y se ajustan de tal manera que el sistema se mueve para llevar el vértice corneal al centro de la imagen de la cámara de visualización, o a cualquier otro punto que se haya definido como eje óptico en el procedimiento de calibración y alineación. De este modo, este procedimiento permite el uso del mismo centro para los dos modos de funcionamiento, según se ha mencionado previamente. La figura 3C es una fotografía típica de la imagen de una pupila durante esta medición, que muestra los pocos anillos iluminados centrales. La figura 3C se puede comparar con la figura 3D, que muestra una imagen de la pupila con la iluminación completa de los anillos activada para permitir la realización de mediciones precisas queratómétricas y de topografía corneal sobre la superficie frontal del ojo.
12. A continuación se hace funcionar el motor de enfoque del eje z para buscar la mejor posición del foco. En el modo de topografía corneal pueden verse todos los anillos, en el modo de análisis de frente de onda, únicamente pueden verse los anillos centrales (en caso de que se esté usando luz visible para la topografía). La figura 4 ilustra un procedimiento por el cual se puede determinar de la manera más precisa la posición enfocada óptima de los anillos. La figura 4 muestra representaciones espaciales sobre la imagen de la pupila de un conjunto de anillos (trazado superior) en una cierta posición del eje z , y de las derivadas espaciales de su intensidad (trazado inferior). Aunque la representación se efectúa en la figura 4 sobre el eje x , se podría realizar igual de bien sobre el eje y , o cualquier otra dirección radial. Las

unidades de la abscisa de la gráfica son píxeles de la imagen. Mirando la representación derivada, la diferencia entre los picos de la derivada es una medida de la definición de los anillos de la representación superior. En otras palabras, cuanto mejor sea el foco, más acusadas serán las pendientes de los perfiles de los anillos, y mayores serán las derivadas de estas pendientes. Por tanto, cuando la diferencia entre valores máximos y mínimos de la derivada es un máximo, esto indica que los anillos son los más estrechos y los más definidos, y, por tanto, que el foco sobre la córnea es óptimo. Por tanto, esta amplitud de la diferencia de la derivada es un parámetro de contraste para optimizar el foco. De este modo, puede realizarse un barrido del motor del eje z a través de la región focal para cada imagen para maximizar este parámetro de contraste, situándose el mismo en el punto del foco óptimo.

13. En la práctica, en primer lugar puede llevarse a cabo un barrido rápido para encontrar la posición aproximada del pico del parámetro del contraste, y, a continuación, puede realizarse un segundo barrido más lento para encontrar el foco óptimo de manera más precisa.

Una vez que se ha completado el procedimiento de centrado y enfoque, a continuación, puede realizarse cada medición independiente, del análisis de frente de onda y del perfil corneal, sabiendo que ambas mediciones se realizan en el punto del foco óptimo, y que las mediciones están alineadas mutuamente con el mismo eje, sin necesidad de ningún dispositivo o procedimiento externo de alineación.

Una vez que se ha logrado el punto correcto del centro y del foco, el sistema puede comenzar las mediciones de frente de onda y/o topográficas. De acuerdo todavía con otro procedimiento ejemplificativo de esta aplicación, el sistema puede realizar activamente un seguimiento de la posición del ojo en las direcciones X, Y y Z, durante estos procedimientos de medición. Puesto que, típicamente, se realizan unas pocas mediciones para mejorar la precisión, el proceso de medición no es instantáneo. Durante este intervalo, el sujeto podría mover la cabeza en cualquier dirección, X, Y o Z. De acuerdo con este nuevo procedimiento de funcionamiento, el dispositivo está programado para reconocer automáticamente el desplazamiento con respecto al punto óptimo de centrado y enfoque, y para mover los motores pertinentes de x, y o z con vistas a la corrección de este movimiento. En una implementación alternativa, el movimiento se puede detectar y corregir manualmente, en caso de que el sistema esté programado para ello.

C. Reducción de la reflexión corneal

A continuación se hace referencia a las figuras 5 y 6, que ilustran esquemáticamente otras características opciones de los sistemas de medición descritos en esta exposición, por medio de los cuales se reduce el efecto de la reflexión corneal. Se sabe en la técnica que, para reducir los efectos de la reflexión corneal en relación con la interferencia con la imagen de medición de Hartmann Shack, el haz de iluminación 50 se aplica el ojo en una posición fuera de eje, tal como se muestra mediante la distancia marcada con 52 en la figura 5. Debido a la curvatura de la córnea 54, la reflexión corneal 56 se ve dirigida en alejamiento con respecto al eje de medición, y no interfiere con la generación de imágenes por parte de la luz devuelta desde la retina 58. No obstante, esta técnica introduce un límite sobre el tamaño pupilar medible – no se pueden mapear pupilas de un diámetro inferior al desplazamiento 52, ya que el haz de láser de entrada no podrá entrar en el ojo a través de la pupila.

Un segundo procedimiento conocido en la técnica consiste en el uso de una óptica polarizante para eliminar la reflexión corneal. En dichos procedimientos de la técnica anterior, en el trayecto del haz incidente se introduce una óptica polarizante, y, debido a la rotación de la polarización que tiene lugar en la reflexión, los haces reflejados son bloqueados por el polarizador y, por lo tanto, se eliminan. No obstante, esta solución requiere el uso de un elemento aparte para manipulación de la polarización, lo cual constituye un coste añadido. Y lo que es más importante, el uso de un bloqueo estricto de la polarización reduce también la intensidad de la señal de frente de onda, puesto que la luz reflejada difusamente desde la retina también experimenta una rotación de polarización aleatoria, y se verá parcialmente bloqueada en su trayecto de retorno a través de la óptica del polarizador. Una atenuación del 50% de esta señal es común, y, puesto que la reflexión retiniana difusa puede ser en general débil, es importante limitar la reducción en cuanto a su intensidad, lo más posible.

Según esta característica novedosa del sistema de medición, se hace uso de ambos efectos mencionados con el fin de combatir la reflexión corneal, por medio de una combinación de iluminación fuera de eje y polarización parcial. Un polarizador débil, tal como el que se puede encontrar en un divisor de haz, de tipo recubrimiento, típico, es un elemento con un coste razonablemente bajo, y se puede implementar como una simple adaptación para los divisores de haz 11b, que se usan en el instrumento mostrado en la figura 1. De manera alternativa y preferente, cualquiera de las superficies reflectantes usadas en el trayecto óptico se puede usar para introducir un elemento de bloqueo de la polarización en el haz. Los divisores de haz 11b, según se muestra en la figura 1, se colocan a 45° con respecto al haz incidente. Este ángulo no está lejos del ángulo de Brewster para materiales dieléctricos típicos. Por ejemplo, el ángulo de Brewster para un material de vidrio típico con un índice de refracción de 1,5 es 56°. Por lo tanto, los divisores de haz 11b usados en esta implementación se comportan como polarizadores parciales.

La figura 6 muestra el efecto de la reflexión desde una superficie reflectante del tipo mencionado, en función del

ángulo de incidencia. En el ángulo de Brewster, el haz reflejado presenta una polarización S completa, y el haz transmitido está polarizado parcialmente. En otros ángulos, los dos haces están polarizados parcialmente. El ángulo de incidencia, en combinación con el tipo de recubrimiento, se puede escoger para seleccionar el nivel de polarización a comunicar al haz reflejado.

El funcionamiento de este procedimiento combinado es el siguiente. La fuente de láser emite un haz polarizado de manera general. Puesto que la reflexión desde la córnea es casi especular, la polarización del haz reflejado desde ella se ve girada en general 90°. El láser se alinea de tal manera que esta luz reflejada corneal tiene una polarización en general S. Consecuentemente, en su retorno a través de los divisores de haz, que están alineados cerca del ángulo de Brewster, y/o recubiertos de tal manera que permiten una mayor transmitancia de la polarización P en comparación con la polarización S, solamente se transmite una fracción de la luz incidente con polarización S, y, por tanto, su intensidad es reducida. Por otro lado, la luz reflejada difusamente desde la retina experimenta una aleatorización de la polarización, gracias a la naturaleza difusa de la reflexión retiniana y, por tanto, su intensidad se ve menos afectada en la reflexión en los divisores de haz. De este modo, este procedimiento reduce la luz reflejada cornealmente sin afectar a la luz retiniana reflejada difusamente en el mismo nivel.

Además de esta polarización parcial, que no tiene por qué atenuar de manera apreciable la señal medida del frente de onda, se usa una iluminación fuera de eje, aunque con un desplazamiento más pequeño que en la disposición de la técnica anterior mostrada en la figura 5, de manera que el tamaño pupilar es menos limitado que en los instrumentos de la técnica anterior. El resultado es que la combinación de estos dos efectos reduce eficazmente la reflexión corneal, aunque sin una atenuación excesiva de la señal medida, sin limitar a un nivel tan alto el tamaño pupilar máximo que se puede medir, y sin la necesidad de un componente o componentes adicionales costosos.

D. Técnica de medición de la acomodación

En una medición normal de refracción manifiesta que haga uso de una tabla optométrica sobre una pared distante, el ojo habitualmente se corrige bastante bien para la acomodación, o próximo a ella. Por otro lado, uno de los problemas que aparece en el uso de una prueba optométrica basada en máquinas es la tendencia del sujeto a la acomodación cuando está mirando a una máquina, puesto que el sujeto inconscientemente espera ver algo dentro de los confines de la máquina, es decir, cerca del sujeto. Por lo tanto, para superar este fenómeno, los sistemas de medición óptica incorporan habitualmente una representación gráfica u objetivo de fijación, que tiene una óptica delante de él que se ajusta de tal manera que la representación gráfica parece estar situada en el infinito. Cuando el sujeto mira a la representación gráfica, su ojo debería situarse fuera de la acomodación, aunque este procedimiento no es siempre efectivo, debido a que las expectativas del sujeto pueden superar sus percepciones subjetivas. Debido a que las mediciones de aberraciones realizadas con el uso de un análisis de frente de onda varían con el estado de acomodación del ojo, es importante poder determinar este estado cuando se usa un sistema de análisis de frente de onda, tal como el descrito en la presente solicitud.

Por lo tanto, a continuación, se describe un sistema novedoso para determinar el estado de acomodación del sujeto durante la medición de frente de onda. El sistema utiliza la forma de la curva de acomodación para llevar a cabo esta determinación. El procedimiento implica el uso de un objetivo o representación gráfica cuya imagen se sitúa primero en el infinito efectivo, y que se mueve lentamente más cerca del sujeto. El movimiento en el eje Z se puede realizar moviendo solamente la óptica de formación de imágenes del objetivo, o moviendo solamente el objetivo, o moviendo tanto la óptica de formación de imágenes del objetivo como el objetivo. El cambio de la refracción se mide a medida que la representación gráfica se acerca al sujeto. Cuando la representación gráfica del objetivo se acerca al sujeto, la potencia del ojo se hace mayor a medida que el sujeto se va acomodando.

A continuación se hace referencia a la figura 7, que es una curva de acomodación para un sujeto típico, con el fin de ilustrar esquemáticamente cómo se usa este procedimiento para determinar el estado de acomodación del ojo. La potencia esférica del ojo se representa en función de la distancia del objetivo que se está viendo, con el punto lejano 70 nominalmente en el infinito efectivo, en el lado izquierdo de la curva, y estando situado el punto acomodado completamente 72, para visión cercana, en el lado derecho de la curva. El perfil de acomodación típico para un sujeto con capacidad de acomodación normal muestra una pequeña reducción inicial en la potencia esférica del ojo, a medida que este último se mueve desde el punto lejano 70 en el infinito efectivo hacia el estado de reposo 74 con acomodación mínima, y, solamente después de esto, la potencia sí que se incrementa hasta el estado de acomodación requerido. En el lado derecho de la gráfica, donde la representación gráfica del objetivo está más cerca, el sujeto alcanza un punto 76 en el que ya no puede acomodarse con una intensidad mayor. En general, en el infinito, el sujeto normal presenta cierta acomodación negativa 70, tal como se muestra en el lado izquierdo de la gráfica, y el estado de reposo verdadero 74 se encuentra ligeramente más cerca que el infinito efectivo. A la diferencia entre la acomodación mínima y la máxima se le denomina amplitud de acomodación 78. Si, durante esta medición, se obtiene una gráfica del tipo mencionado, resulta evidente que la medición inicial fue de hecho la correspondiente a un ojo no acomodado, y que la medición del mapeo de frente de onda puede determinar el estado no acomodado de visión del sujeto. Por otro lado, si falta el lado izquierdo de la curva de acomodación, generalmente sin la caída inicial, y la curva muestra un valor elevado con

la amplitud de acomodación menor que la normal, esto muestra que el sujeto no pudo llegar a un estado de reposo no acomodado para la prueba de frente de onda, y, por consiguiente, debe contemplarse la prueba de frente de onda.

5 Según otras formas de realización de este aspecto de la invención, las expectativas subjetivas del sujeto sobre la distancia de acomodación esperada que se requiere de él, pueden ser controladas mediante el uso de un objetivo de acomodación variable o intercambiable, con el fin de adecuar el sujeto y la medición a realizar usando ese objetivo. Por lo tanto, para una medición de refracción, en la que se desea un ojo enfocado en el infinito efectivo, con el fin de realizar la medición con la acomodación del ojo en su posición de reposo, típicamente se
10 puede escoger una vista panorámica o similar, en la medida en la que una imagen de este tipo induce inconscientemente a que el sujeto enfoque a una distancia. Por otro lado, para realizar una prueba del cambio de las aberraciones del ojo con acomodación, es importante garantizar que el ojo enfoca en la imagen usada a las diversas distancias efectivas a las cuales se dispone. Para inducir dicho enfoque definitivo, se selecciona preferentemente una imagen con un patrón de líneas bien definido, con el fin de inducir el enfoque específicamente sobre la imagen. Para pruebas con niños, la imagen se debería seleccionar preferentemente para mantener su interés inmediato, lo cual sugiere el uso de representaciones gráficas de niños, o incluso una secuencia de vídeo animada. Finalmente, de acuerdo con otro procedimiento ejemplificativo de esta forma de realización, como imagen de fijación podría usarse una serie de tablas de Snellen para aquellas aplicaciones en las que una prueba subjetiva del ojo se va a combinar en un único instrumento con una medición objetiva de refracción.
20

Según otra implementación de estos procedimientos, el objetivo de fijación podría ser una pantalla LCD que visualice imágenes seleccionadas de acuerdo con el uso requerido. También podría usarse cualquier otro tipo de pantalla de visualización adecuada. De acuerdo con otro ejemplo, podrían montarse varias imágenes diferentes en una rueda de imágenes, la cual se hace girar para visualizar la imagen requerida para el sujeto.
25

Este sistema de medición, que tiene los módulos de medición de la acomodación y de análisis de frente de onda móviles por separado en paralelo a los ejes de medición, permite así determinar la refracción manifiesta para cualquier estado de acomodación requerido del sujeto, o en el punto de reposo del sujeto, mediante la selección adecuada de la posición del objetivo durante la prueba.
30

E. Medición del espesor corneal y de la superficie interna:

A continuación se hace referencia a la figura 8, que ilustra esquemáticamente un procedimiento de medición del espesor corneal de un ojo usando otra aplicación del sistema de la presente invención. Debido a las pequeñas diferencias en el índice de refracción de los fluidos intraoculares, resulta difícil detectar las diversas superficies de interfase dentro de la región anterior del ojo, y, por tanto, los espesores de estas regiones, es decir, la córnea 80 y la lente 82. De acuerdo con otro ejemplo de los sistemas descritos en esta solicitud, el patrón de anillos de Plácido se activa de manera que permite la detección de las reflexiones provenientes de la totalidad de estas superficies, y, por tanto, la determinación de los parámetros de espesor de la córnea 80 y la lente 82. Se pueden formar imágenes de estas cuatro superficies del ojo – las superficies de la córnea anterior y posterior y de la lente anterior y posterior – usando las cuatro imágenes de Purkinje de los anillos. Puesto que la primera imagen de Purkinje, marcada con P1 en la figura 8, de la superficie frontal de la córnea, proviene de una interfase con un gran índice de refracción diferencial, la misma es en general aproximadamente de cincuenta a cien veces de mayor intensidad que las otras imágenes, y, usando un sistema convencional de discos de Plácido de la técnica anterior, la reflexión P1 proveniente de ella ahoga efectivamente cualquiera de las reflexiones internas, P2, P3 y P4, haciendo que las mismas sean indetectables. De las reflexiones internas de Purkinje, la más difícil de detectar es en general la P2, puesto que es muy débil y cercana a la reflexión anterior P1.
45

Con el fin de superar estas limitaciones, para formar imágenes de las superficies internas puede usarse un disco de Plácido con anillos sustancialmente más delgados que los correspondientes de los anillos utilizados convencionalmente. Los patrones de anillos de Plácido usados en la actualidad tienen en general una relación de aspecto de 50:50, es decir, la anchura del anillo iluminado es la misma que la anchura de los espacios oscuros entre anillos. La estructura novedosa de anillos de esta forma de realización es tal que se usa una relación de aspecto mucho más pequeña del anillo con respecto al espacio, típicamente del 30%, el 15% o incluso menor. Adicionalmente, el sistema de anillos debería tener la capacidad de emitir un nivel de luz muy intenso, con el fin de permitir la detección de las reflexiones provenientes de las interfases interiores. La pequeña anchura de los anillos permite obtener una mayor resolución de las imágenes en comparación con anillos convencionales de discos de Plácido, que, para estas aplicaciones, típicamente tienen una anchura del orden de 1 a 2 mm. Para el presente sistema, puede usarse ventajosamente una anchura de los anillos de Plácido del orden de hasta 0,1 mm, aunque anillos de una anchura de 0,2 mm o incluso 0,5 mm también pueden proporcionar ventajas sobre anillos de Plácido utilizados previamente. Inicialmente se genera una primera imagen con intensidad menor, para hallar la superficie de la córnea anterior. La intensidad baja del anillo se usa con el fin de evitar saturación de los píxeles por la reflexión que genera la imagen P1, de nivel comparativamente elevado. A continuación, otras imágenes tomadas con una iluminación de alta intensidad de los anillos se usan para identificar y localizar las superficies internas. De acuerdo con un procedimiento ejemplificativo, cada anillo se ilumina de manera individual
60
65

y secuencial para hacer que el análisis de las imágenes sea más sencillo. Cada anillo iluminado independiente genera una imagen que incorpora la totalidad de cuatro de las reflexiones, y, analizando las diferentes posiciones de las reflexiones anulares en cada una de estas imágenes secuenciales, es posible construir un modelo de cada una de las superficies internas. De acuerdo con otro ejemplo de este procedimiento y este aparato, pueden usarse técnicas de procesamiento de imágenes para sustraer la reflexión que genera la imagen P1, de tal manera que P2 pueda detectarse más fácilmente.

Aunque los anillos de Plácido son un objeto de iluminación usado comúnmente para realizar mediciones de mapeo topográfico de las superficies oculares, debe entenderse que los mismos son solamente un procedimiento ejemplificativo para llevar a cabo dichas mediciones. De acuerdo con otras formas de realización, puede usarse cualquier forma de objeto tridimensional para representar topografías de las superficies del ojo, incluyendo matrices de LED, o una matriz de LCD pixelada, con lo que los LED individuales o píxeles LCD individuales se iluminan secuencialmente y la imagen reflejada se registra en sincronización con la secuencia de iluminación, de tal modo que cada LED o píxel LCD iluminado proporciona otro punto para el mapeo topográfico. Alternativamente, puede usarse un obturador mecánico que se hace girar frente a una matriz de puntos iluminados, para generar la iluminación secuencial requerida para la representación topográfica.

Además de la medición de los parámetros de la superficie corneal, debe entenderse que este procedimiento también se puede utilizar para representar la topografía de la superficie de lentes.

Los mapas de superficies internas generados no proporcionan información sobre las posiciones relativas de dichas superficies, y esta información posicional es necesaria para caracterizar por completo la estructura anterior del ojo. En particular, el espesor corneal se considera como un parámetro importante en esta caracterización. Por tanto, en general también se requiere una medición independiente del espesor corneal central. Según otro procedimiento de esta aplicación, esto puede lograrse mediante el uso de un sistema independiente de formación de imágenes de Purkinje. La figura 9 muestra un sistema de medición de tipo Purkinje para permitir esto. Luz proveniente de una única fuente, tal como un LED 90, se puede dirigir, con un ángulo de incidencia significativo, sobre la córnea 92, y se forman imágenes de las dos primeras reflexiones de Purkinje, P1 y P2, sobre una cámara dispuesta para formar imágenes de estas reflexiones. Si el ángulo de incidencia es suficientemente grande, el desplazamiento lateral de las imágenes LED en la cámara permitirá determinar el espesor corneal a partir de la geometría angular conocida de los sistemas de iluminación y de cámara.

A continuación se hace referencia a las figuras 10 y 11, que describen esquemáticamente un ejemplo alternativo de un sistema para realizar dichas mediciones paquimétricas de la córnea. En la figura 10, se muestra un haz de láser colimado fino 100 dirigido al vértice de la córnea, que puede situarse convenientemente con un ángulo en la región de 45°, aunque pueden utilizarse otros ángulos, y las reflexiones provenientes de las superficies corneales anterior 102 y posterior 104 se combinan para producir una serie de franjas de interferencia 106. Estas franjas se pueden observar con un dispositivo de formación de imágenes, tal como una cámara CCD o CMOS. La separación de las franjas resultante de la diferencia en el trayecto óptico entre las superficies anterior y posterior de la córnea varía con el espesor de la córnea, de tal manera que una medición de esta separación de las franjas posibilita determinar el espesor corneal. Esta medición se puede realizar fácilmente usando rutinas comunes de procesamiento de imágenes que actúan sobre las imágenes de la cámara.

No obstante, puesto que la periodicidad de las franjas depende de la diferencia del trayecto óptico diferencial entre superficies anteriores y posteriores, la misma es sensible al ángulo de observación del paciente durante la medición, puesto que cualquier cambio en el ángulo de incidencia del haz de láser hará que varíe el espesor efectivo a través del cual debe pasar el haz antes de ser reflejado desde la superficie posterior. Puesto que resulta difícil mantener constante la mirada del sujeto durante la medición, es necesario proporcionar un sistema mediante el cual se compensen cambios en la dirección angular de la mirada del sujeto. Esta sensibilidad angular se puede eliminar usando un sistema bidireccional de medición, que utiliza dos láseres cuyos haces se irradian sobre la córnea desde ángulos de incidencia opuestos. Esto se ilustra en la figura 11, que es una representación esquemática de un sistema bidireccional de medición del tipo mencionado. Un primer láser L1 dirige un haz de medición a la córnea 110, con un ángulo de incidencia de aproximadamente 45° con respecto a la superficie del ojo. Después de la reflexión en las dos superficies de la córnea (en el dibujo se muestra solamente una reflexión por motivos de simplicidad), el haz reflejado que incorpora el sistema de franjas es reflejado por el reflector parcial 118, y es detectado en la cámara C2, donde se miden sus franjas. Un segundo láser L2, dirige un segundo haz de medición a la córnea 110, de manera general colineal con el primer haz reflejado, y con un ángulo de incidencia de aproximadamente 45° con respecto a la superficie del ojo. Después de la reflexión en las dos superficies de la córnea, el segundo haz reflejado que incorpora su sistema de franjas es reflejado por el reflector parcial 119, y es detectado en la cámara C1, donde se miden sus franjas. A continuación, las dos mediciones de franjas se promedian para obtener el resultado a partir del cual se calcula el espesor corneal. En estas condiciones, si el eje del ojo se mueve, el cambio en el ángulo de incidencia de uno de los haces de láser se compensa por medio del cambio complementario en el ángulo de incidencia del otro haz, y el incremento en la separación de las franjas de un conjunto de esta se compensa mediante la reducción correspondiente en la separación de las franjas del otro conjunto de franjas.

Este procedimiento mide el espesor corneal en un único punto, típicamente el centro de la córnea. Puede utilizarse un disco de Plácido para garantizar la alineación y el enfoque deseados del ojo, y puede usarse un dispositivo de autorrefractómetro, tal como un sensor de frente de onda de Shack-Hartmann, para la medición ocular con el fin de permitir un posicionamiento correcto del objetivo para obtener claridad de visión del objetivo de fijación. Pueden seleccionarse diferentes puntos de medición en la córnea pidiendo al sujeto que observe objetivos de fijación situados en diferentes posiciones espaciales. Las posiciones espaciales de los objetivos de fijación pueden estar relacionadas con la posición de incidencia de los haces de medición en la córnea. Uno de los ejemplos de dicho procedimiento unificado de uso podría ser la medición de la topografía corneal usando disco de Plácido, seguida por la selección de diversos puntos de interés para el médico en el mapa de topografía corneal y la medición del espesor corneal en dichas posiciones especificadas usando el sistema antes descrito. Un objetivo de fijación o una lámpara de led individual se puede iluminar en la posición apropiada, y se le puede pedir al sujeto que observe el objetivo mientras se realiza la medición.

F. Detección de cataratas

La detección de una catarata en el ojo de un sujeto es difícil de llevar a cabo de una forma que no sea mediante inspección visual por parte del doctor. Una catarata cambia las propiedades ópticas de la lente del ojo, de tal manera que una pequeña parte de la lente se hace difusivamente reflectante. Una inspección visual muestra esto como una región no transparente, turbia, cuando se mira al ojo. No obstante, incluso una inspección visual de este tipo puede derivar en un diagnóstico fallido, ya que la forma de la turbidez puede provenir de una serie de artefactos ópticos que no sean una catarata u otro fenómeno patológico.

De acuerdo con otro aspecto de la presente invención, se describe un procedimiento por el cual instrumentos descritos en la presente exposición se pueden usar para la detección de cataratas. El procedimiento utiliza una combinación de determinación de la existencia de información ausente de la retina junto con una inspección directa de la lente. Se hace referencia a las figuras 12A a 12C. La figura 12A muestra la cámara de observación del sistema que detecta la presencia de una región reflectante difusiva cuando se observa la pupila. La ubicación de la región reflectante difusiva se determina preferentemente con el software de procesamiento de imágenes. La figura 12B muestra la imagen correspondiente de la cámara de Hartmann Shack, que muestra la aparición de puntos perdidos o debilitados. Aunque la figura 12B muestra solamente un punto perdido, debe entenderse que un punto o puntos claramente debilitados también puede ser indicativos de una anomalía, tal como una catarata. La ubicación de estos puntos perdidos o debilitados también se puede determinar con el software de procesamiento de imágenes. Si las características anormales en las dos imágenes mencionadas aparecen esencialmente en la misma ubicación espacial en sus imágenes respectivas, entonces puede determinarse que es probable que las características anormales surjan por una catarata en el ojo. La confirmación se puede llevar a cabo mediante inspección visual por parte del médico. La existencia de correlación espacial entre las características anormales se puede realizar preferentemente de manera automática por medio de técnicas de procesamiento de imágenes que se ejecutan en el software del sistema. Esta capacidad de correlacionar la información posicional y óptica de ambas imágenes mencionadas, puede permitir la provisión de detección de cataratas basada en máquinas, con un nivel de confianza al menos tan bueno como otros procedimientos de detección conocidos. Aunque este procedimiento se ha descrito en relación con la detección de cataratas, debe entenderse que es igualmente aplicable de manera satisfactoria para la detección de otros defectos dentro del ojo, preferentemente con una rutina apropiada de procesamiento de la señal para interpretar la característica anormal que se observa en la imagen visual.

Según otras implementaciones del presente procedimiento, la matriz de puntos de Hartmann Shack, según se ejemplifica con la imagen de la figura 12B, se usa sin medios adicionales para detectar la presencia de cambios fisiológicos en la transmisividad del ojo, que podrían atribuirse a las fases primeras de formación de una catarata, o algún otro defecto del ojo, según se describe en la sección del sumario de la invención correspondiente a esta solicitud.

La imagen de puntos de luz de Shack-Hartmann contiene más información que simplemente el frente de onda de la luz proveniente del ojo. Pueden detectarse regiones del ojo con opacidad diferente con respecto al resto del ojo. Regiones tales como las que aparecen típicamente en una catarata presentan dos efectos. Las mismas dispersan rayos de luz que pasan a través de la región, y, al mismo tiempo, bloquean el trayecto directo de luz de la retina hacia el detector. La intensidad de los puntos de luz de Shack-Hartmann en el detector pueden mapearse, y pueden identificarse regiones con diferentes valores de intensidad. De manera similar, la intensidad de los espacios entre los puntos también puede mapearse, por ejemplo mediante un procedimiento de sustracción de procesamiento de imágenes, y también pueden identificarse regiones de intensidad diferente. Una región que contiene una catarata, típicamente, reducirá la intensidad de los puntos de luz de Shack-Hartmann, e incluso puede eliminar algunos puntos. Al mismo tiempo, esa región generará en general un aumento del nivel de luz dispersada, dando como resultado un mayor nivel de iluminación en las regiones de fondo entre los puntos de luz, tal como se muestra en la figura 12C. Una comparación de los dos mapas en el caso de una catarata mostrará una región en la que la intensidad de los puntos de Shack-Hartmann se reduce, pero el nivel de fondo general se incrementa.

Existen por lo tanto esencialmente tres mapas independientes, cada uno de los cuales puede mostrar información referente a un fenómeno patológico en el ojo, tal como una catarata. Cada uno de estos mapas se basa en un efecto físico diferente. La cámara de visualización forma imágenes de cambios directos en la luz dispersada desde el ojo. La medición de Shack-Hartmann detecta iluminación ausente provocada por la dispersión con alejamiento de la luz reflejada desde la retina. El mapa de dispersión es el inverso de la imagen de Shack-Hartmann, ya que muestra un aumento de la luz de fondo con difusión, donde la luz que habría constituido un punto se ve desviada alejándose de la dirección específica del punto y hacia el fondo general. De este modo, la correlación de la posición de dichas anomalías en la totalidad de tres de los mapas, proporciona un nivel significativamente mayor de certidumbre para las conclusiones del diagnóstico del médico en comparación con las que podrían proporcionar solamente o bien uno o bien dos de los mapas.

G. Mapeo de potencia local.

En un sistema convencional de análisis de frente de onda, la matriz de puntos de salida de Hartmann Shack se usa para generar un ajuste de polinomios de Zernike con respecto a la superficie del ojo completa de la cual se han formado imágenes, determinando así la potencia o esfera total promediada del ojo, o una aberración potenciada superior, promediada, sobre la superficie completa. Según otra forma de realización preferida de la presente invención, en lugar de mirar la superficie completa del ojo, es posible llevar a cabo un mapeo de potencia local usando la imagen de Hartmann Shack para hallar irregularidades locales en la estructura del ojo. La potencia local del ojo se calcula usando los puntos de Hartmann Shack inmediatamente circundantes para definir cada región local, en lugar de usar un ajuste de Zernike para la superficie completa, lo cual permite determinar valores locales. El uso de las técnicas de detección descritas en la patente US n.º 5.825.476 correspondiente a "Apparatus for Mapping Optical Elements", y en la patente US n.º 5.855.074 correspondiente a "Methods and Apparatus for Measuring and Mapping Ophthalmic Elements", cuyas exposiciones se incorporan a la presente en su totalidad, facilita la medición de dichos valores locales de la potencia del ojo.

Para ilustrar este procedimiento, se hace referencia a las figuras 13A a 13C. En referencia a la figura 13A, la imagen muestra una salida de Hartmann Shack de la superficie completa del ojo, a partir de la cual se determina un valor individual de cada aberración para la superficie completa, tal como se muestra esquemáticamente en la figura 13B. Por otro lado, la figura 13C muestra un mapa de potencia local, generado tomando grupos individuales de un número reducido de puntos vecinos, ya sea los cuatro puntos vecinos, o los nueve puntos vecinos, o un número mayor, y calculando la potencia local a partir de las posiciones de estos grupos reducidos de puntos. Debido al número reducido de puntos que se usa para cada cálculo, únicamente pueden determinarse de manera fácil las aberraciones de orden inferior, posiblemente hasta el tercer orden. Este procedimiento es especialmente útil para el análisis de la presbicia LASIK (cirugía láser para la formación de una córnea multifocal), para la determinación de irregularidades locales en las superficies internas a partir de la diferencia entre el mapa de topografía corneal y el mapa de potencia local, y para generar prescripciones multifocales de Lentes Intraópticas.

H. Gafas personalizadas de frente de onda – modelado óptico del ojo.

Mediante el uso de las diversas formas de realización antes mencionadas del sistema de la presente invención, puede determinarse una serie de parámetros básicos relacionados con características del ojo y su función. Así, a partir de los resultados de las mediciones de topografía corneal, se tiene conocimiento de un mapa completo de la topografía corneal; a partir del sistema de análisis de frente de onda, pueden determinarse la potencia, el cilindro y aberraciones de orden superior del ojo; a partir de las mediciones del perfilado corneal, puede determinarse el espesor corneal. Usando todos estos datos, es posible construir, de acuerdo con otros procedimientos ejemplificativos, un modelo óptico preciso del ojo en forma de un sistema de lente multielemento. El modelo se puede mejorar además llevando a cabo las mediciones de frente de onda bajo diferentes condiciones de iluminación, de tal manera que el diámetro de la pupila se puede cambiar según se desee, siendo este la apertura óptica del sistema de lente compuesto. A continuación, el modelo resultante se puede optimizar usando un modelo de trazado de rayos que tenga en cuenta el tamaño de la pupila y el campo de visión. Para optimizar el rendimiento del modelo resultante se puede usar cualquier programa adecuado de diseño óptico. La corrección puede utilizar o bien aberraciones de bajo orden para la corrección o bien una combinación de órdenes bajos y altos. La optimización se puede basar en el diagrama de puntos, la MTF, la PSF o cualquier otro parámetro óptico.

Una vez que se ha determinado el modelo deseado, puede resultar posible corregir el rendimiento de cualquier lente relacionada oftálmica, ya sean lentes de gafas, lentes de contacto, una IOL, o una superficie generada mediante cirugía láser refractiva, basándose, no en el resultado subjetivo de una prueba de visión del sujeto, sino, más bien, en los parámetros físicos del ojo cuya visión necesita corrección. Alternativamente, la prescripción se puede basar en una combinación tanto de pruebas subjetivas, para determinar la corrección de la esfera y del cilindro requeridas, como de optimización óptica, para determinar las correcciones de orden superior necesarias. Los parámetros de corrección de la visión se definen calculando la corrección óptica requerida para un sistema de lente completamente definido – es decir, el ojo completamente caracterizado – que tiene algunas

áreas conocidas de rendimiento óptico reducido. Dicho procedimiento de corrección de la visión se puede aplicar a la prescripción de lentes de gafas, de lentes de contacto, de lentes intraoculares, o en la planificación de cirugía correctiva láser.

- 5 Las figuras 14 y 15 ilustran datos de la salida gráfica de un modelo óptico del ojo construido con el uso de datos obtenidos a partir de mediciones de la topografía corneal, del espesor corneal y de análisis de frente de onda realizadas con el sistema de la presente invención, y del rendimiento del ojo con diversas alineaciones angulares fuera de eje, optimizadas usando el software Zemax™, con la MTF como parámetro de rendimiento.
- 10 Aquellos versados en la materia apreciarán que la presente invención no queda limitada por lo que se ha mostrado y descrito de manera particular anteriormente en la presente. El alcance de la presente invención queda definido, en cambio, por las reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento de realización de mediciones en el ojo de un sujeto, comprendiendo dicho procedimiento:

- 5 proporcionar un sistema combinado que comprende un sistema de análisis de frente de onda (13) y un sistema de topografía corneal con unos ejes ópticos coalineados mediante alineación previa, incluyendo el sistema de topografía corneal un sistema visual de cámara (17);
generar unas imágenes visuales de dicho ojo (18) usando dicho sistema de cámara;
10 analizar dichas imágenes visuales obtenidas por dicho sistema de cámara para determinar el punto central de la pupila de dicho ojo;
ajustar dicho sistema combinado de análisis de frente de onda y de topografía corneal en direcciones perpendiculares a su eje óptico común, para coalinear su eje óptico común y el punto central determinado de la pupila;
15 proyectar la imagen de un objeto de centrado (16) sobre dicho ojo;
20 obtener la posición de foco óptico de dichas imágenes de dicho objeto de centrado, moviendo dicho sistema combinado longitudinalmente hasta que se obtengan las imágenes reflejadas más definidas de dicho objeto de centrado; y
usar un procesamiento de imágenes de la reflexión de dicha imagen proyectada de dicho objeto de centrado desde la superficie de dicho ojo (18), y mover dicho sistema combinado de análisis de frente de onda y de topografía corneal en direcciones perpendiculares a su eje óptico común, con el fin de llevar el centro de dicha imagen de dicho objeto de centrado reflejada desde dicho ojo sobre dicho eje óptico común, de tal manera que el vértice de la córnea de dicho ojo esté alineado con dicho eje óptico común de dicho sistema combinado de análisis de frente de onda y topografía corneal.
25
30
2. Procedimiento según la reivindicación 1, y en el que dicho ojo se ilumina en campo oscuro (19) con el fin de generar dichas imágenes visuales del mismo.
3. Procedimiento según las reivindicaciones 1 o 2, en el que dicha etapa de determinación del punto central de la pupila de dicho ojo se realiza usando rutinas de procesamiento de imágenes.
35
4. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, y en el que dicha coalineación inicial de dicho eje óptico con dicho punto central de dicha pupila permite una consecución más rápida del foco óptico y de la centralización de dicho sistema combinado de análisis de frente de onda y de topografía corneal sobre dicho ojo, de lo que sería posible sin el uso de este procedimiento.
40
5. Procedimiento según la reivindicación 1, en el que dichas imágenes reflejadas más definidas de dicho objeto de centrado se obtienen buscando la pendiente máxima en las imágenes de detalles de dicho objeto de centrado.
45
6. Procedimiento según la reivindicación 5, en el que dicha búsqueda se realiza determinando las diferencias máximas entre picos de derivadas de los detalles del objeto de centrado.
7. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores y en el que dicho objeto de centrado (16, 30) es un disco generalmente opaco con un patrón concéntrico que se ilumina de manera que dicho sistema de topografía corneal pueda formar imágenes de la reflexión de dicho patrón concéntrico desde la superficie de dicho ojo.
50
8. Procedimiento según la reivindicación 7, en el que dicho patrón concéntrico se ilumina mediante unos diodos emisores de luz (32, 34) que emiten o bien en el espectro visible, o bien fuera del espectro visible.
- 55
9. Aparato para realizar mediciones oftálmicas en un ojo, comprendiendo dicho aparato:
un sistema de análisis de frente de onda (13);
60 un sistema de topografía corneal, que incluye un sistema visual de cámara (17), estando dicho sistema de análisis de frente de onda (13) y dicho sistema de topografía corneal (17) calibrados sobre el mismo eje óptico mediante alineación previa;
65 un sistema electrónico de procesamiento de señales (22) para detectar el centro de la pupila de dicho ojo a partir de la salida de dicho sistema visual de cámara;

- unos motores eléctricos para ajustar dicho sistema de análisis de frente de onda (13) y dicho sistema de topografía corneal (17) combinados en direcciones perpendiculares a su eje óptico común, para coalinear su eje óptico común y el centro determinado de la pupila de dicho ojo; un objeto de centrado iluminado (16, 30) configurado para ser dispuesto frente a dicho ojo a lo largo del eje óptico común coalineado, de tal manera que puedan formarse unas imágenes de la iluminación de dicho objeto de centrado y reflejada desde dicho ojo mediante dicho sistema de topografía corneal (17), posibilitando la centralización de dicha córnea en dicho sistema de topografía corneal (17) y dicho sistema de análisis de frente de onda (13) moviéndolos en direcciones perpendiculares a su eje óptico común con dichos motores eléctricos; y
- un sistema para obtener la posición de foco óptico de dichas imágenes de dicho objeto de centrado, incluyendo dicho sistema un motor eléctrico configurado para mover (Z) dicho aparato longitudinalmente para posibilitar la obtención de las imágenes reflejadas más definidas de dicho objeto de centrado.
10. Aparato según la reivindicación 9 y en el que dicho objeto de centrado iluminado (16, 30) es un disco generalmente opaco con un patrón concéntrico que está configurado para ser iluminado de manera que dicho sistema de topografía corneal (17) pueda formar imágenes de la reflexión de dicho patrón concéntrico de la superficie de dicho ojo.
11. Aparato según la reivindicación 10 y en el que dicho patrón concéntrico está configurado para ser iluminado por medio de unos diodos emisores de luz (32, 34) que emiten o bien en el espectro visible, o bien fuera del espectro visible.
12. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones 9 a 11 y en el que dichos motores eléctricos para posibilitar la centralización de dicha córnea en dicho sistema de topografía corneal (17) moviéndolo en direcciones perpendiculares al eje óptico, están configurados para proporcionar una situación, en la que el vértice de la córnea de dicho ojo esté alineado con el eje óptico de dicho aparato tanto para mediciones de frente de onda, como para mediciones de topografía corneal.

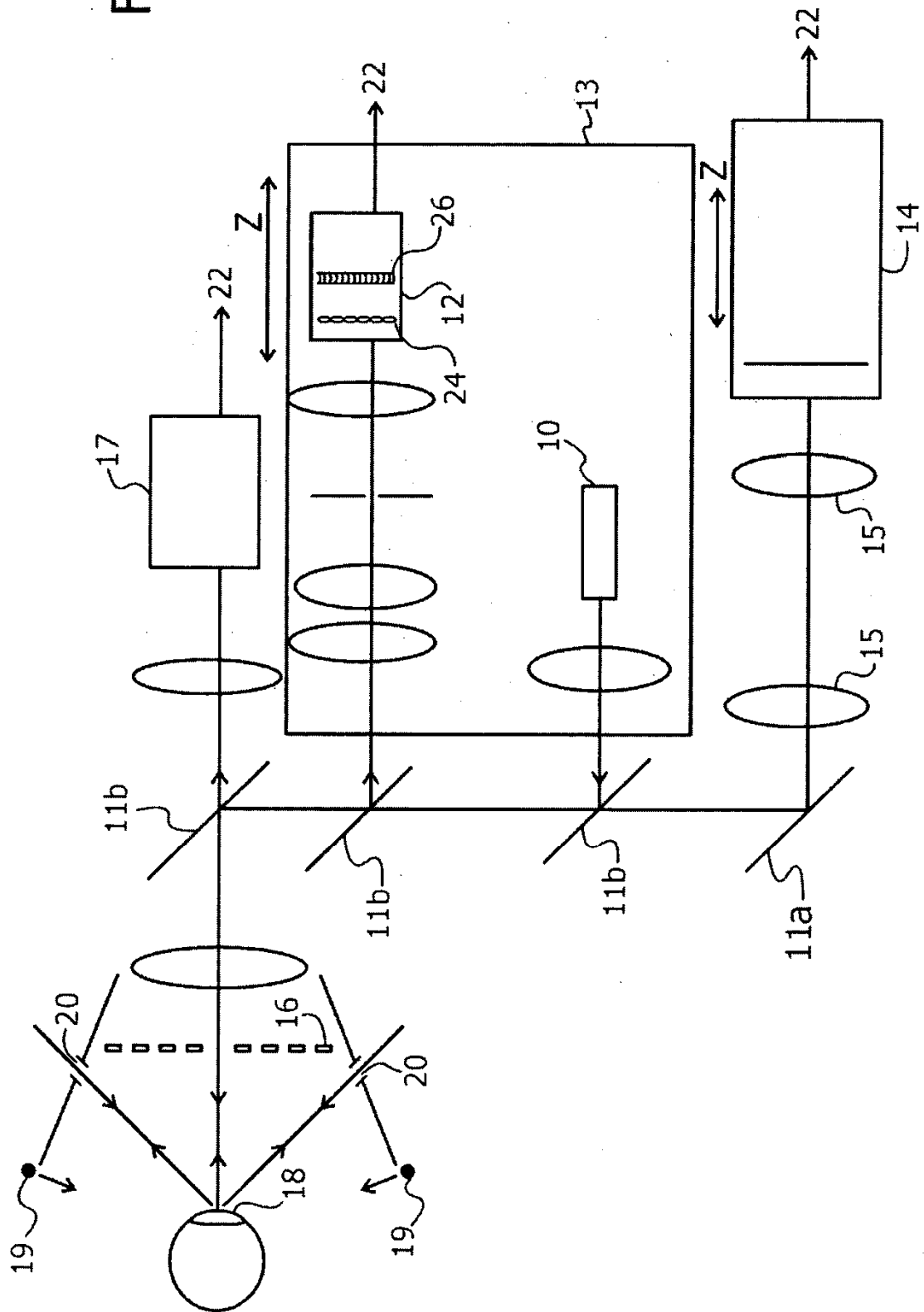


Fig. 1

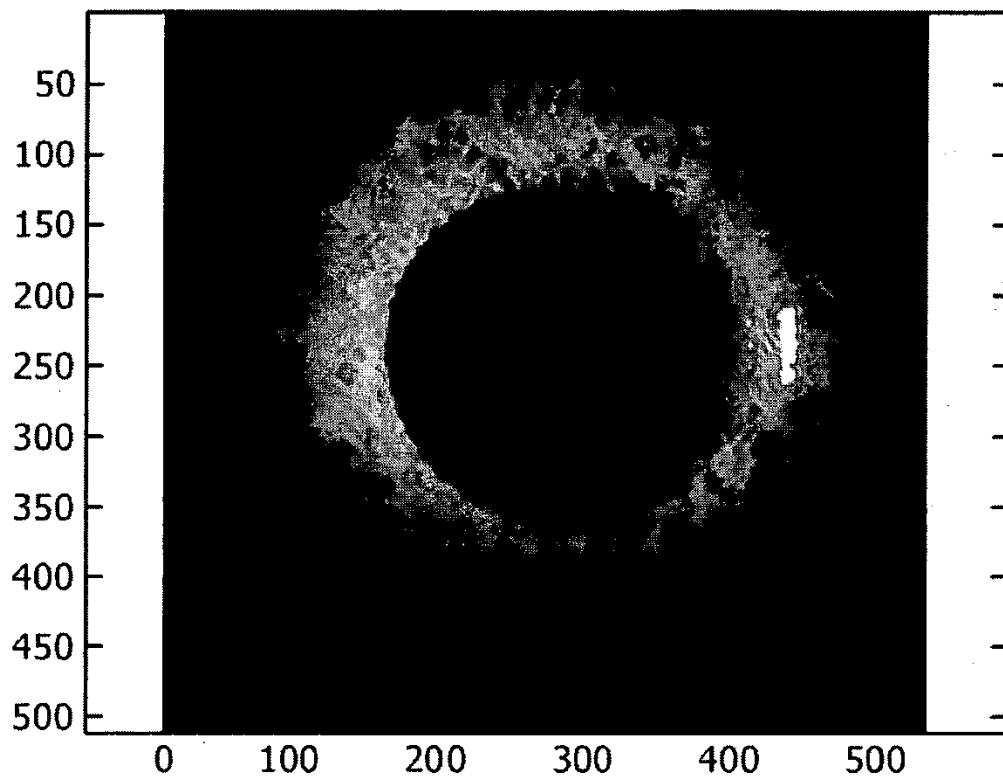


Fig. 2

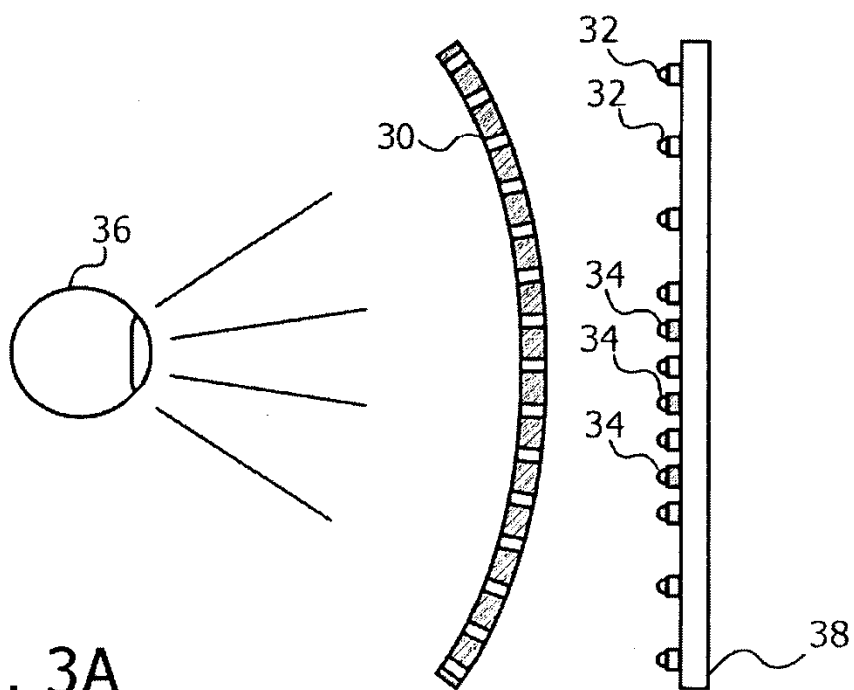


Fig. 3A

Fig. 3B

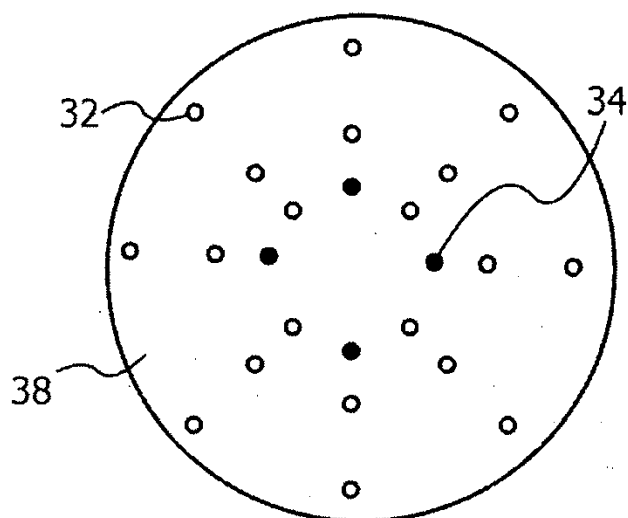


Fig. 3C

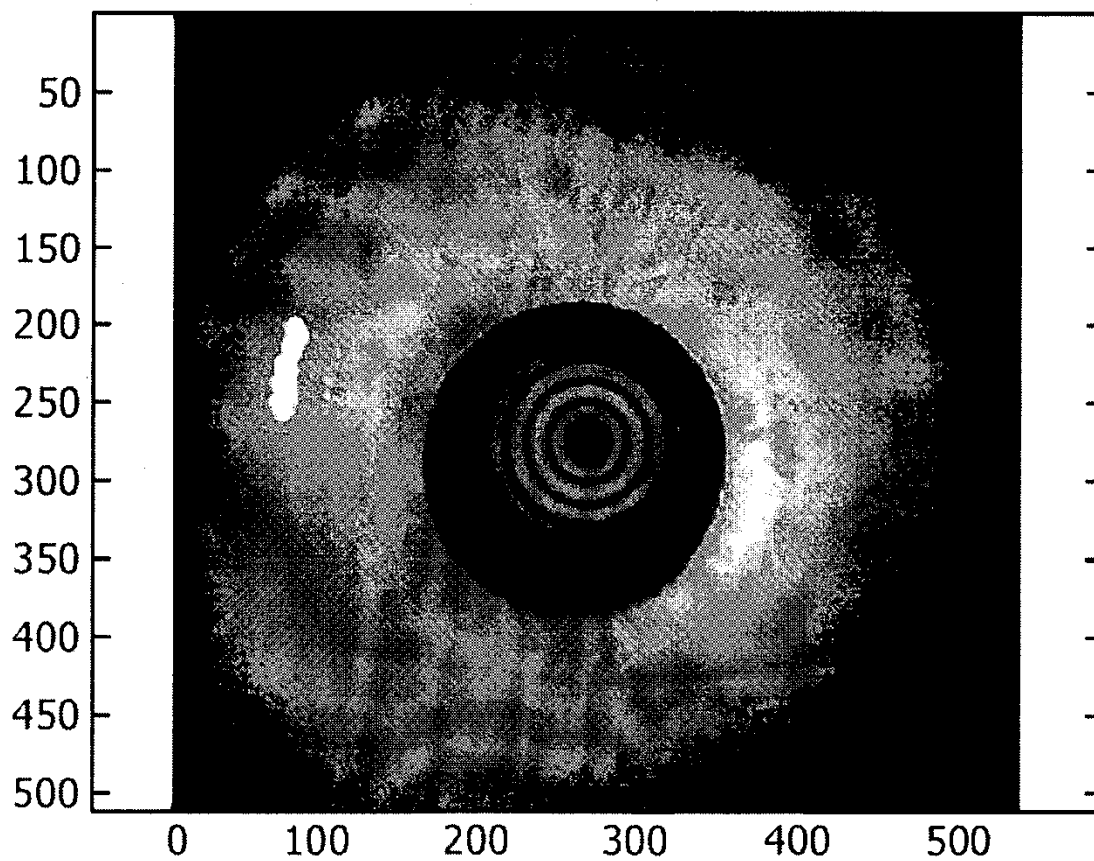


Fig. 3D

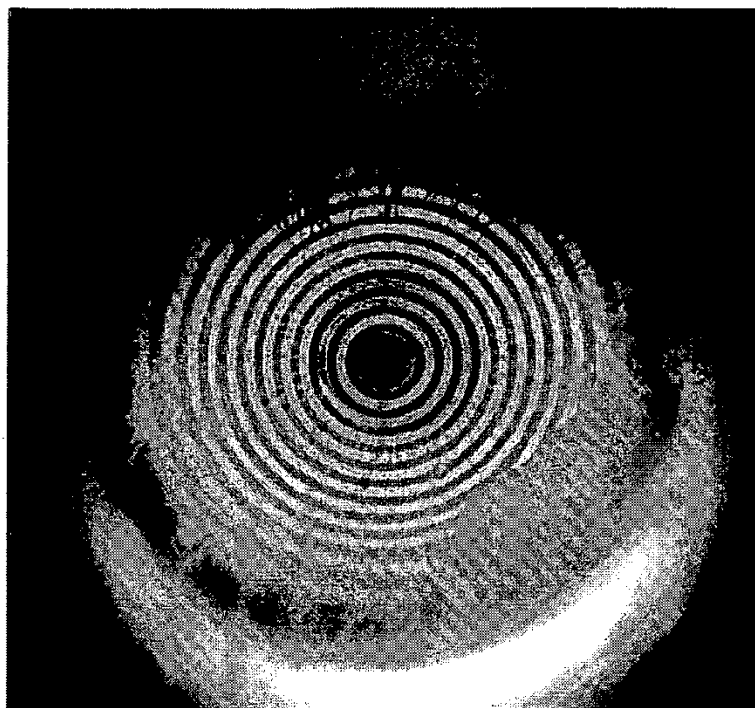
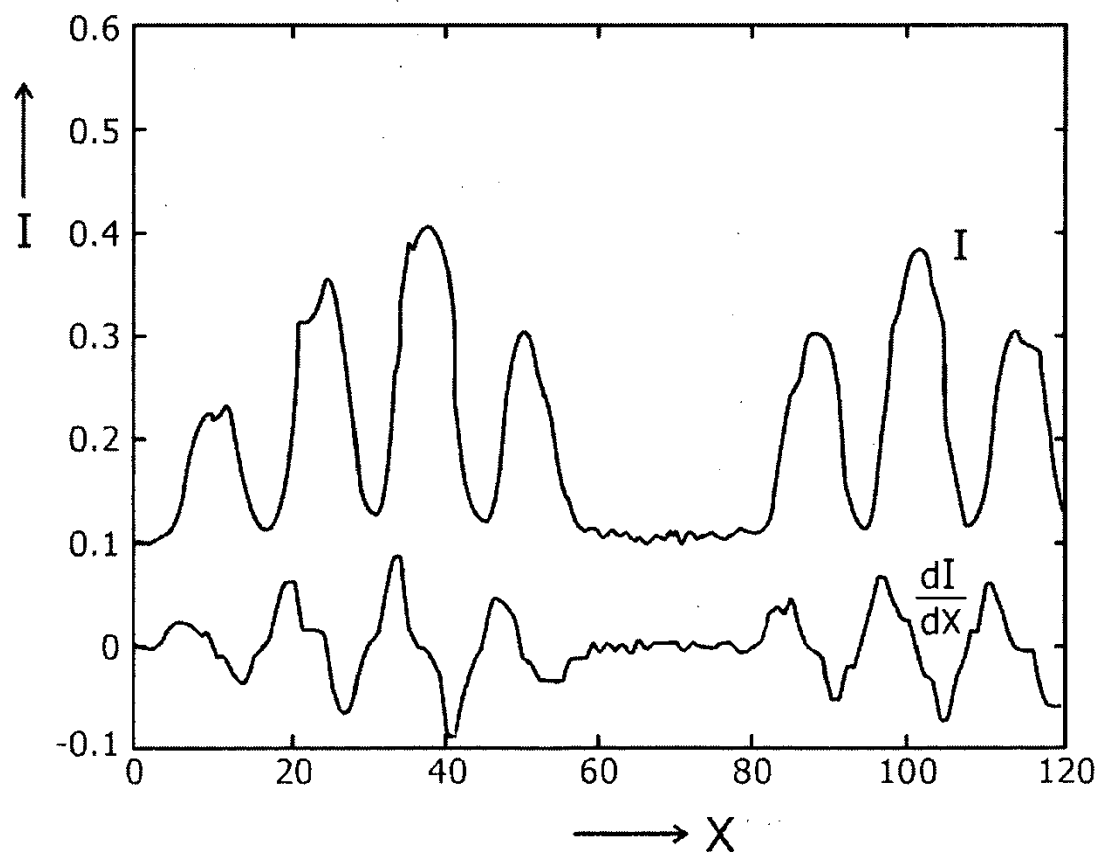


Fig. 4



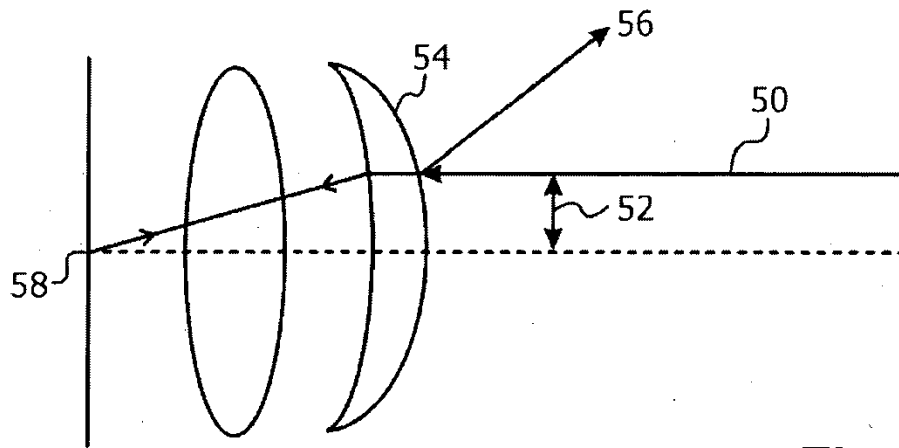


Fig. 5

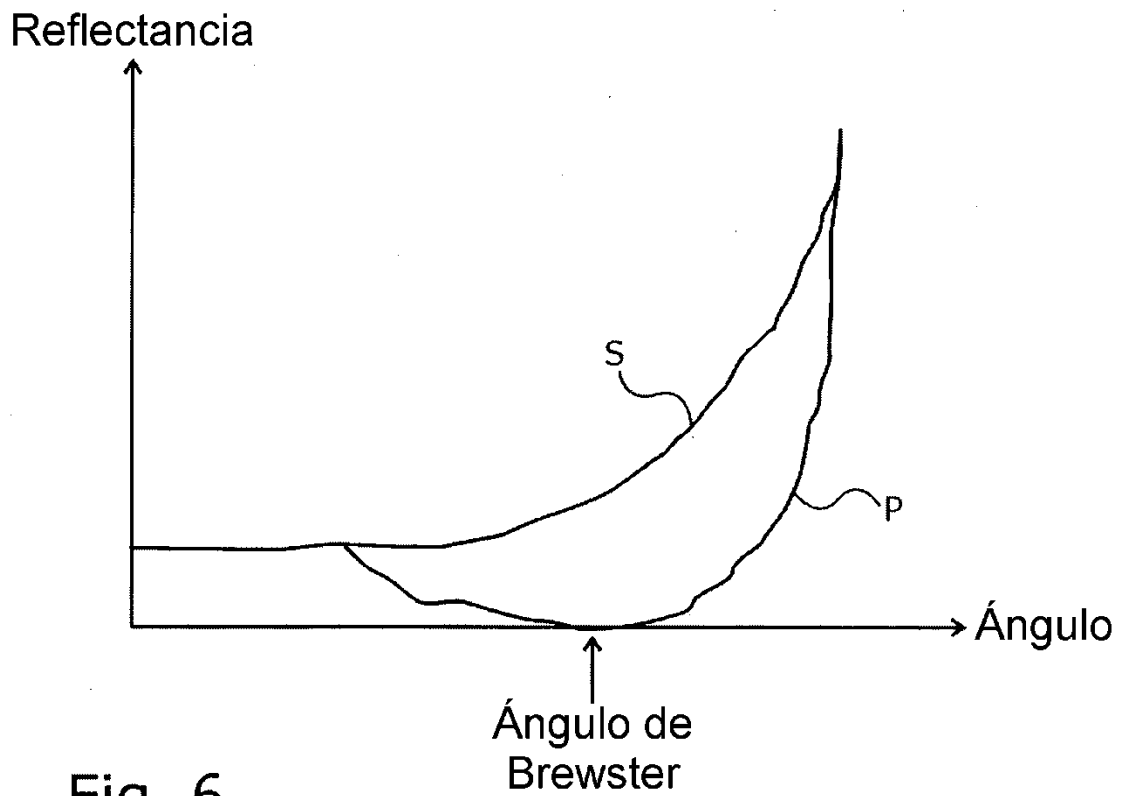


Fig. 6

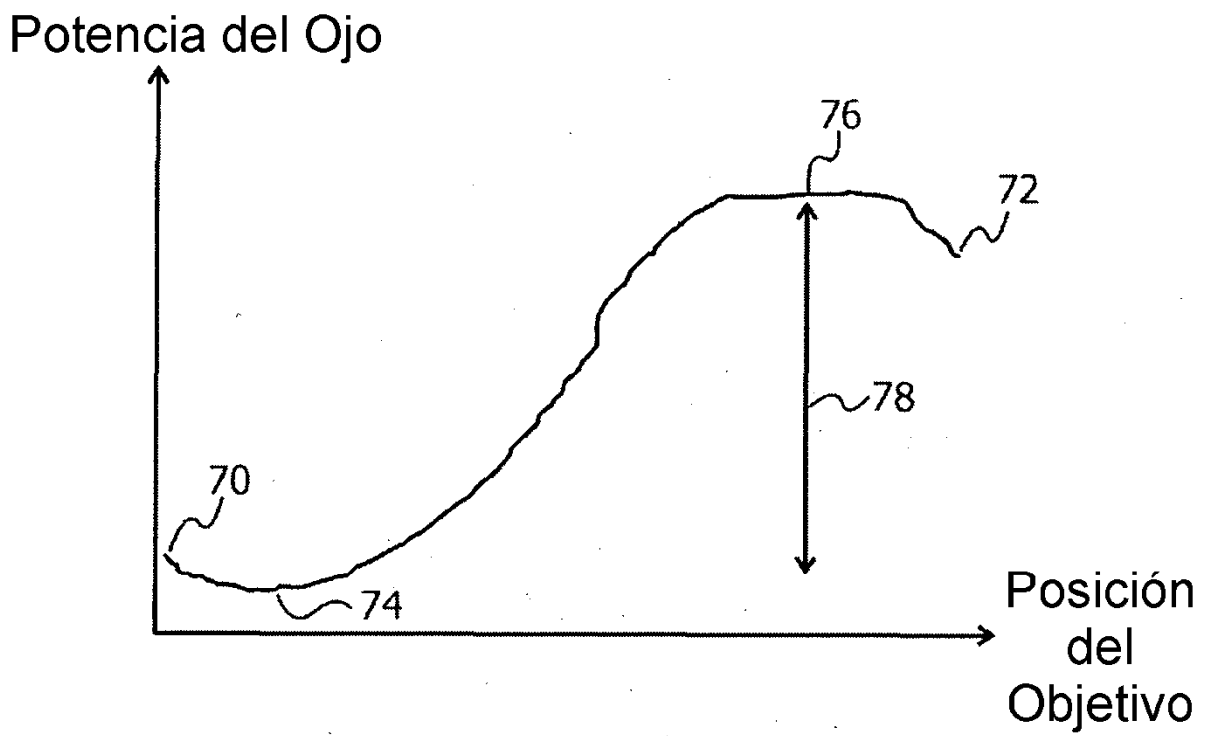


Fig. 7

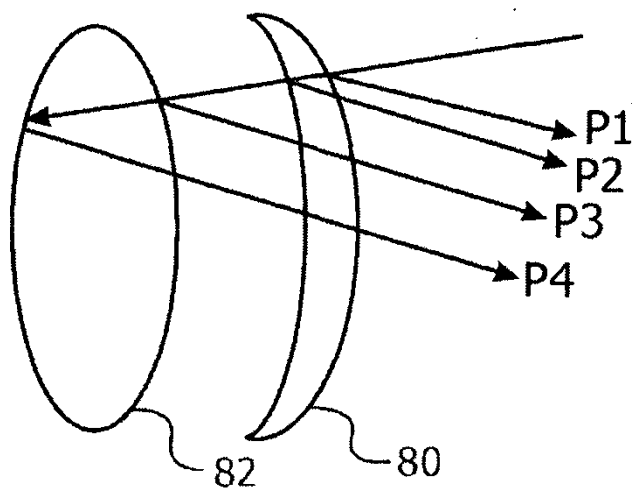


Fig. 8

Fig. 9

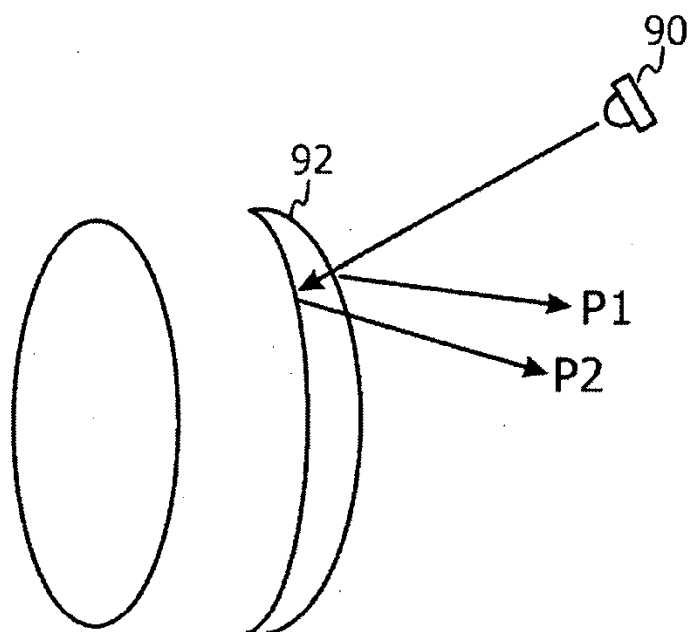


Fig. 10

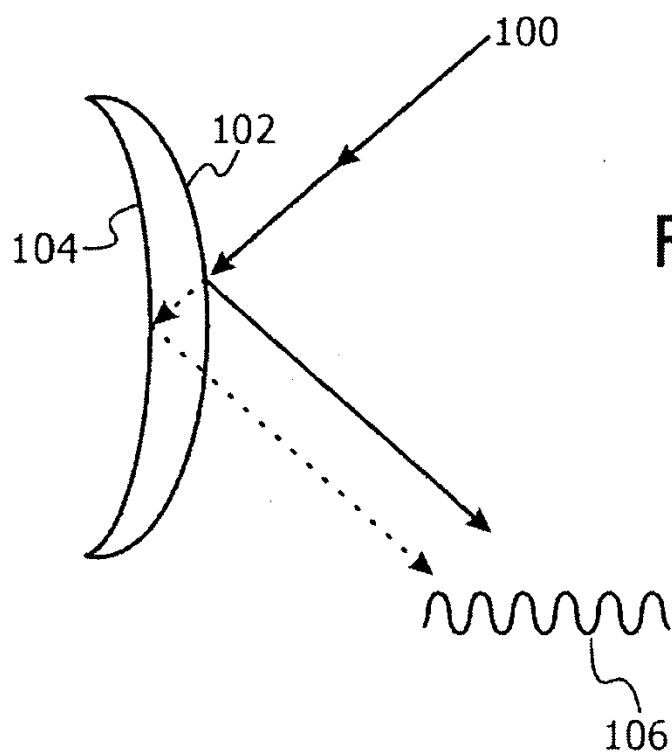


Fig. 11

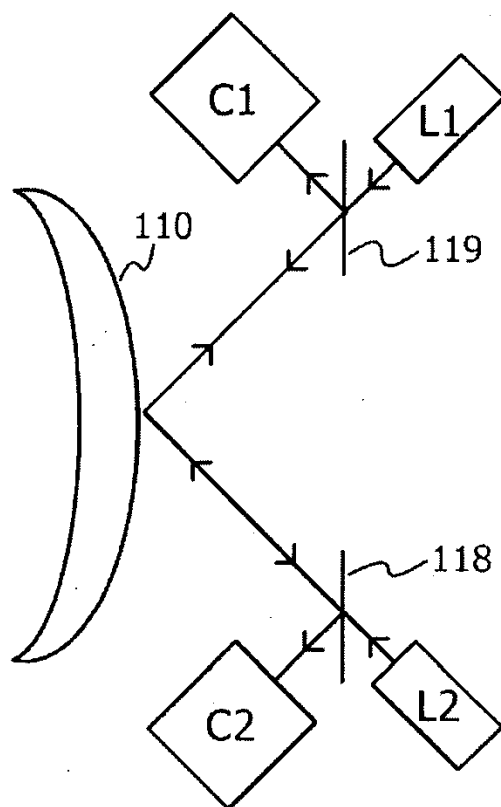


Fig. 12A

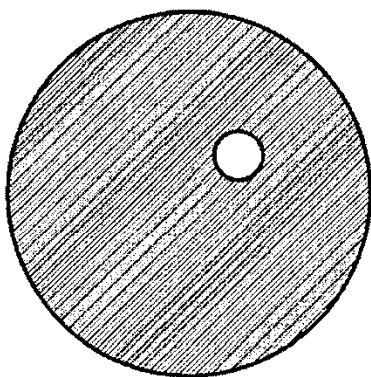


Fig. 12B

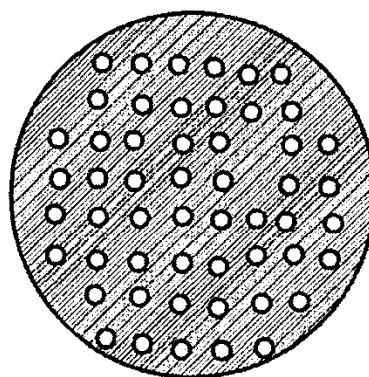


Fig. 12C

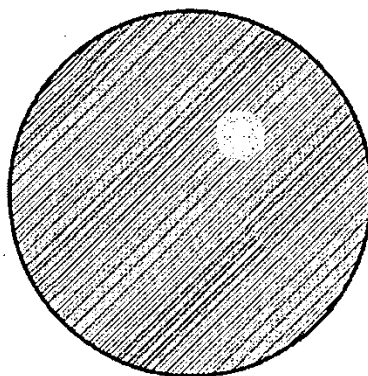


Fig. 13A

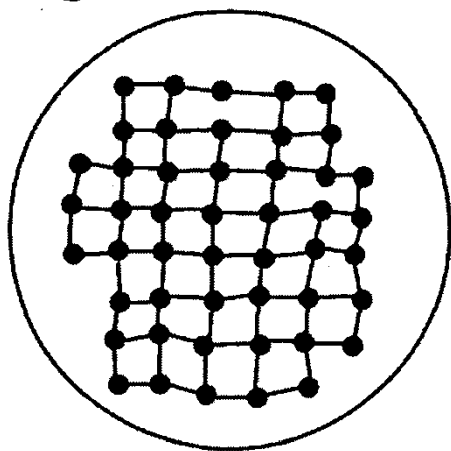


Fig. 13B

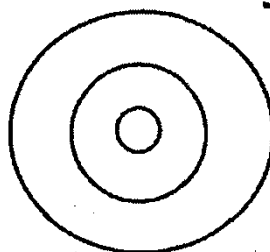


Fig. 13C

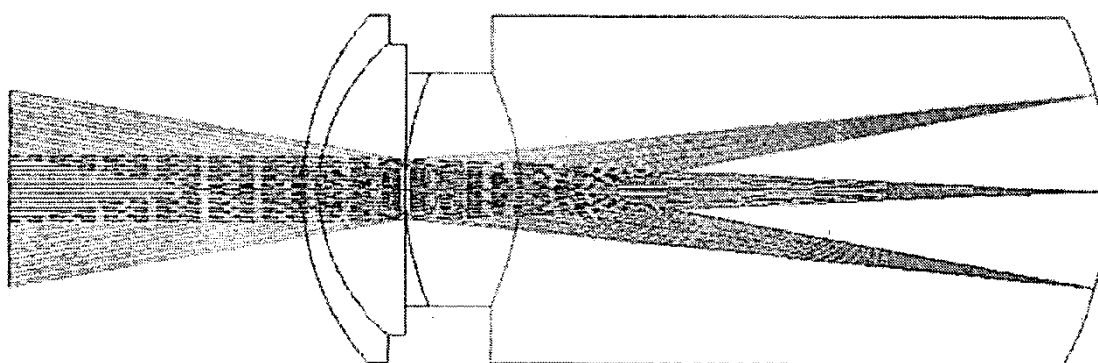
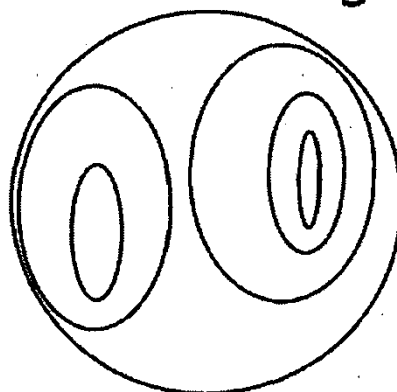


Fig. 14

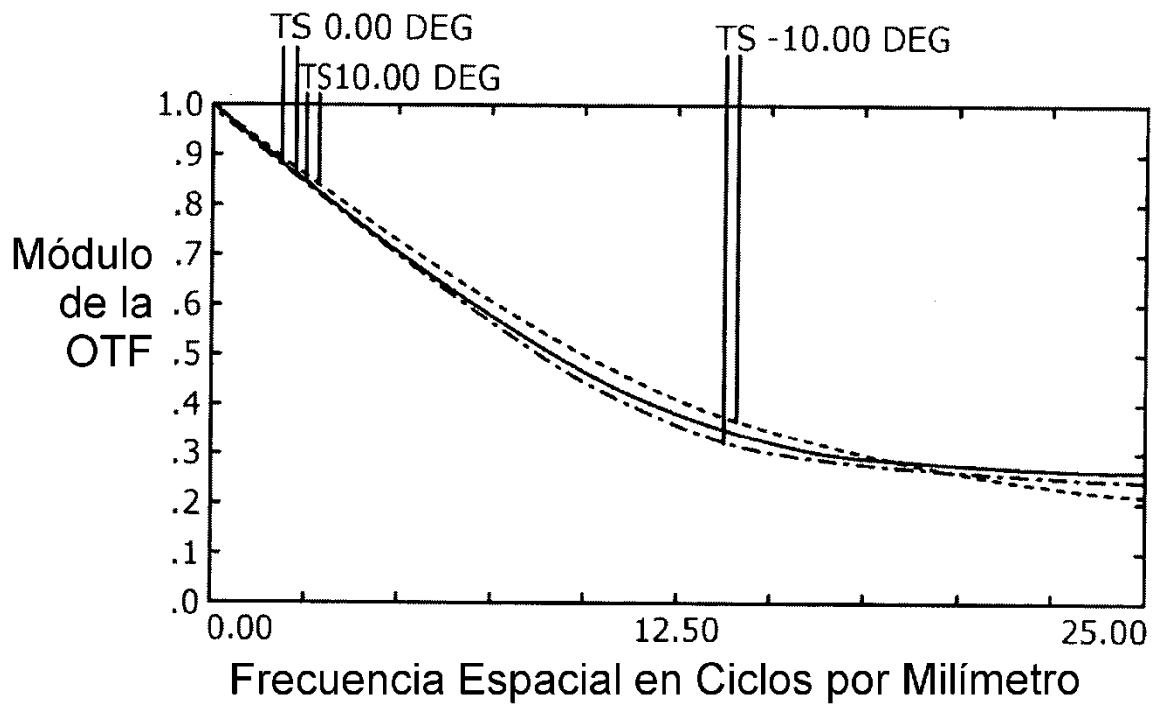


Fig. 15