



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 294 206**

51 Int. Cl.:
A61B 3/10 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Número de solicitud europea: **02805942 .6**

86 Fecha de presentación : **13.12.2002**

87 Número de publicación de la solicitud: **1458280**

87 Fecha de publicación de la solicitud: **22.09.2004**

54 Título: **Aberrómetro.**

30 Prioridad: **21.12.2001 US 27377**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
01.04.2008

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
01.04.2008

73 Titular/es: **BAUSCH & LOMB INCORPORATED**
One Bausch & Lomb Place
Rochester, New York 14604, US

72 Inventor/es: **Martino, Ronald, J.;**
Prelewitz, David, F. y
Kearney, Kevin

74 Agente: **Ungría López, Javier**

ES 2 294 206 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

Aberrómetro.

5 **Antecedentes de la invención****Campo de la invención**

La presente invención se refiere al campo de la detección de frente de onda y, en particular, a un aberrómetro oftálmico mejorado para iluminación retinal.

Descripción de la técnica relacionada

Un sensor de frente de onda, a menudo denominado un aberrómetro (términos que se utilizarán aquí de forma intercambiable), es un dispositivo que mide una diferencia en el recorrido óptico de luz entre un frente de onda deformado y un frente de onda ideal o de referencia. Una medición adecuadamente procesada produce valores relativos a varias aberraciones en el sistema óptico a través del que se propaga la luz. La atención se ha centrado recientemente en el diseño y uso de sensores de frente de onda para medir las aberraciones del ojo con el objetivo de mejorar la calidad visual. La Patente de Estados Unidos 5.777.719 de Williams describe un sensor de frente de onda de tipo Shack-Hartmann que puede ser usado para medir, entre otros parámetros, aberraciones oculares de orden superior. Los sensores de frente de onda Shack-Hartmann se caracterizan por una serie de microlentes (lentillas) para formar imágenes de la reflexión de la luz desde la retina a una serie de puntos en un detector. La matriz de imagen puntual resultante está desplazada de la matriz regular resultante de un sistema óptico no aberrado. Estos desplazamientos de los puntos se usan para determinar la pendiente del frente de onda en cada posición puntual y esta información se utiliza típicamente para determinar los coeficientes de polinomios Zernike que representan diferentes órdenes y modos de las aberraciones del frente de onda. Otros tipos de aberrómetros incluyen el refractómetro de resolución espacial basado en el optómetro de Scheiner, los basados en el principio de Tscherning, sistemas esquiográficos, sistemas de exploración del tipo de tecnología de Tracey, dispositivos de traza de rayos, y otros. Todos estos tipos de aberrómetros son conocidos en la técnica de detección de frente de onda oftálmico de modo que no se necesita una descripción detallada de estos dispositivos para entender la invención. Las descripciones de estos dispositivos se pueden consultar, por ejemplo, en *J. Refractive Surg.* 16 (5), Septiembre/Octubre 2000.

DE 199 26 274 describe un método y aparato para la determinación simultánea de la topometría superficial y la biometría del ojo. Según la referencia, se describe un dispositivo y método para medir características de la superficie corneal anterior y una superficie interior del ojo utilizando topografía de coherencia óptica o análisis de frente de onda como el realizado con un detector Hartmann-Shack.

Independientemente de los principios de detección de los diferentes tipos de aberrómetros, requieren una fuente de iluminación retinal. Ésta es típicamente un diodo fotoemisor, un diodo superluminescente (SLD), un láser de diodos (típicamente operado por debajo de umbral) u otra fuente preferiblemente parcialmente coherente que produce una fuente de puntos en la retina del paciente. De hecho, es altamente deseable que la iluminación del ojo se enfoque en la fosa del ojo de modo que la medición última del frente de onda represente aberraciones en la fosa, la porción de mayor resolución de la retina. La iluminación que cubra una zona mayor que la fosa producirá valores de aberración menos exactos. Generalmente, el error refractivo del paciente es el defecto óptico más grande que compite con la medición del frente de onda del aberrómetro. Tal error limita el rango de medición del aberrómetro. El paciente oftálmico típico tendrá un desenfoque no corregido en un amplio rango entre ± 15 dioptrías (D). Esto significa que el ojo enfocará la luz a cierta distancia delante o detrás del plano retinal, produciendo imágenes borrosas en la retina cuando este valor sea diferente de cero.

DE 100 14 480, titulada Perfilado Corneal Personalizado, se refiere a un sistema para combinar datos de aberración de frente de onda oftálmico y datos de topografía corneal oftálmica para crear un perfil personalizado de corrección por extirpación. Una porción del aparato incluye un analizador de frente de onda que incorpora un diodo láser como la fuente de iluminación retinal. La luz de entrada es enviada a través de un divisor de haz polarizante para mejorar en último término la relación de señal a ruido de la luz retrodispersada de la retina del ojo que es detectada eventualmente por la cámara de lentilla de un detector de frente de onda Hartmann-Shack. Se usa un sistema óptico del tipo de trombón para regular el enfoque de la luz del diodo láser sobre la retina del ojo con el fin de corregir errores de desenfoque del ojo. Diversa óptica polarizante y componentes compensadores de fase están presentes en el recorrido óptico para regular el haz para óptimo rendimiento en el detector.

Los láseres (aquí usados en toda la memoria para hacer referencia a la fuente de iluminación retinal) usados para proporcionar la iluminación retinal tienen típicamente diámetros de haz de aproximadamente 1,5 mm. Dado que la fosa del ojo también tiene aproximadamente 1,5 mm de diámetro, toda potencia de desenfoque en el ojo inhibirá una adaptación ajustada entre el haz iluminante y el lugar retinal deseado. Los aberrómetros se construyen en general de tal manera que sus sistemas ópticos incluyan medios de reenfoque para tener en cuenta la potencia refractiva del paciente, y también de manera que los puntos de imagen del frente de onda estén en enfoque en el detector de frente de onda. El reenfoque del haz láser puede ser realizado inyectándolo en una posición en el sistema óptico del aberrómetro de modo que el reenfoque tenga lugar con la corrección del desenfoque del paciente. Se puede prever alternativamente

un recorrido óptico de enfoque separado para la luz de iluminación. Estas soluciones requieren que el haz láser pase a través de óptica de refracción (lentes). El inconveniente principal, sin embargo, es el ruido generado en el sensor de frente de onda por retrodispersión debida a la disparidad inherente en la intensidad de luz entre la luz que entra y sale del ojo. Para luz de 780 nm, por ejemplo, aproximadamente 0,1% de la luz de iluminación es recogida para formación de imágenes de frente de onda. La solución proporcionada por la polarización óptica es demasiado costosa para ser efectiva.

US 6 264 328 de Williams y colaboradores describe un sensor de frente de onda de Hartmann-Shack en el que el eje óptico del haz de iluminación retinal es movido fuera del eje óptico del ojo medido. Este desplazamiento del recorrido de iluminación del haz proporciona recorridos ópticos separados para la luz reflejada de la córnea y de la retina del ojo del sujeto. La reflexión corneal puede ser bloqueada de tal manera que solamente la luz reflejada y dispersada por la retina del sujeto sea dirigida al sensor de frente de onda. La referencia también describe un sistema óptico de trombón que se usa para regular el enfoque de la luz de iluminación que entra y sale del ojo del sujeto. Ajustando el enfoque de la luz como se describe allí, se eliminan errores de desenfoque en el haz de medición introducidos por miopía o hipermetropía del sujeto, produciendo así unas señales más nítidas y más intensas.

Otro problema para la medición exacta del frente de onda es la compensación de errores refractivos en el lado de entrada de la medición de aberración. Un acercamiento para proporcionar un pequeño punto de iluminación en la fosa era crear un mejor enfoque corrigiendo geométricamente la luz de entrada añadiendo o quitando potencia óptica de una onda plana. Por lo tanto, la luz de entrada divergirá o convergirá para compensar miopía o hipermetropía, respectivamente. Sin embargo, en un ojo miópico con un pequeño diámetro de pupila, el haz de entrada es divergente antes de interceptar la córnea, y el perfil de luz de entrada puede tomar una firma de aberración significativa antes de chocar en la retina. Esto puede degradar seriamente la distribución del perfil de intensidad que puede interponer error al localizar (centrar) el punto de imagen en la fosa y, a su vez, en la reconstrucción del frente de onda. Además, un haz de entrada muy pequeño padecerá efectos de difracción y reducirá el rango de medición.

Se propone una solución a este problema en la solicitud internacional WO 00/10448 titulada Aparato y método para medir defectos de visión de un ojo humano. Según la solicitud, un haz de luz procedente de una fuente de iluminación con láser es enfocado sobre la superficie corneal a través de una lente de longitud focal larga, de tal manera que el ángulo de convergencia del haz se mantenga relativamente pequeño. Se alega que esta técnica de iluminación, en contraposición a enfocar luz colimada sobre la retina, elimina la necesidad de lentes externas o combinaciones de lente para ajustar diferentes requisitos de enfoque de pacientes individuales. Enfocando la luz de iluminación sobre la superficie anterior de la córnea, el haz enfocado proporciona una fuente finita de radiación secundaria para iluminar la retina. La luz reflejada de la retina es procesada entonces por un analizador de frente de onda tal como un dispositivo Hartmann-Shack.

La asimetría del punto en la fosa es otro problema que afecta a la medición exacta del frente de onda. La localización pobre o inexacta de puntos de lentilla con imagen puede crear errores en los términos del polinomio de Zernike del frente de onda reconstruido. Dado que un dispositivo Shack-Hartmann detecta un frente de onda diferenciado, los términos de Zernike ya no son mutuamente independientes (es decir, no ortogonales). Como tal, el ruido del sistema puede inducir acoplamiento cruzado de términos de Zernike que da lugar a cantidades Zernike artificialmente creadas que no existen realmente.

Consiguientemente, el inventor ha reconocido la necesidad de un aparato de iluminación retinal en un aberrómetro que elimine las desventajas de la tecnología corriente. Estas y otras ventajas y objetos de la presente invención serán más evidentes a la luz de la descripción siguiente y las figuras.

Resumen de la invención

La invención se define por las características de la reivindicación 1.

La invención se refiere en general a iluminar la retina del paciente para hacer una medición de frente de onda con un haz de iluminación que tiene una característica de haz, por ejemplo, diámetro o perfil, que a) elimina la necesidad de reenfoque entre la fuente y la córnea del paciente, y b) mantiene una zona de puntos de haz en la fosa que es menor que el límite de difracción de un componente de formación de imágenes de frente de onda en un rango de desenfoque que se encuentra típicamente en la población de pacientes; es decir, entre aproximadamente -12D y +10D y, preferiblemente, entre -12D ($\pm 0,25D$) y +6D ($\pm 0,25D$). La mejora se caracteriza porque el aberrómetro tiene un recorrido óptico entre una fuente de iluminación retinal y el ojo de un paciente no conteniendo componentes refractivos, difractivos u otros de alteración de fase. En otros términos, solamente componentes de dirección del haz, si los hay, están presentes en el recorrido óptico entre la fuente de iluminación retinal y el ojo del paciente. Así, el uso efectivo de propagación de onda gaussiana proporcionará una ajustada cintura del haz y un rango Rayleigh que se extiende por un rango especificado de errores refractivos. El diámetro del haz de iluminación en la córnea anterior del paciente es inferior a 1 mm. La fuente de iluminación retinal es preferiblemente un conjunto de láseres de diodos de 780 nm incluyendo una lente colimante integrada; alternativamente, un SLD u otra fuente que produzca luz coherente o semicoherente de una longitud de onda adecuada, componente de lente fija más, puede proporcionar el tamaño y el perfil de iluminación apropiados. El componente de formación de imágenes de frente de onda para formación de imágenes de al menos una porción del frente de onda desconocido en un detector es preferiblemente una serie de lentillas o microlentes de un sensor Shack-Hartmann.

En otra realización, realizar una medición más exacta del frente de onda del ojo de un paciente incluye iluminar la retina del paciente con un haz de iluminación en un recorrido óptico entre la fuente y el ojo del paciente que carece de cualesquiera componentes de refracción, difracción o alteración de fase. Un aspecto de esta realización implica proporcionar iluminación foveal con un diámetro del haz que es menor que un valor límite de difracción de un componente de formación de imágenes que representa una porción del frente de onda en un detector en un rango de enfoque refractivo del ojo del paciente entre aproximadamente -12D y +6D. La realización implica además proporcionar un haz de iluminación gaussiano que tiene un rango Rayleigh mayor que el rango de enfoque refractivo del ojo del paciente entre aproximadamente -12D y +6D.

Estos y otros objetos de la presente invención serán más fácilmente evidentes por la descripción detallada a seguir. Sin embargo, se deberá entender que la descripción detallada y los ejemplos específicos, aunque indican las realizaciones preferidas de la invención, se ofrecen a modo de ilustración solamente, dado que varios cambios y modificaciones dentro del alcance de la invención serán evidentes a los expertos en la técnica en base a esta descripción y los dibujos y las reivindicaciones anexas.

Breve descripción de los dibujos

La figura 1 es un esquema óptico de un sensor de frente de onda según una realización de la invención.

La figura 2 es un diagrama esquemático que representa un componente de iluminación y haz de iluminación retinal de salida en un rango de desenfoco típico en el ojo según una realización de la invención.

La figura 3 es un esquema óptico de un sistema de iluminación fuera de eje según la invención.

Y la figura 4 es un esquema óptico de un sistema de iluminación fuera de eje según otra realización de la invención.

Descripción detallada de realizaciones preferidas

La figura 1 es una ilustración de un sensor de frente de onda mejorado en forma de un aberrómetro de Shack-Hartmann 10 según una realización de la invención. Se apreciará que la invención no se limita a un aberrómetro de Shack-Hartmann, sino que, de hecho, se aplica a todos los aberrómetros y métodos de detección de frente de onda que requieren iluminación retinal de fuente de puntos y formación de imágenes de frente de onda para análisis de aberración. De forma genérica, un aberrómetro 10 requiere un cabezal óptico, un sistema de adquisición, almacenamiento y procesamiento de datos para detectar, medir y presentar datos de aberración de frente de onda, y electrónica de interconexión y software. El cabezal óptico abarca un componente de iluminación 12, preferiblemente en forma de una fuente de iluminación de diodos láser de 780 nm 70 que emite un haz de modo transversal gaussiano, preferiblemente coherente, y una lente colimante integrada 72; lentes de formación de imágenes 14 y divisores del haz 16 para manipular la luz transmitida y reflejada del componente de iluminación 12; una matriz de microlentes 18, una ilustración ejemplar, $\lambda = 785 \text{ nm}$, y $f = 6,0 \text{ mm}$, $d = 0,2 \text{ mm}$, haciendo cada lentilla $f/30$, y dando un valor de difracción límite igual a 57μ . El componente de iluminación 12 consta de diodo láser 70 y lente colimante 72 que está fijada en posición con respecto al láser 70. El láser es un 785 nm Blue Sky Research Circu-Laser Diode (PS108-00) que proporciona un haz circularizado con una divergencia total de 10 grados. La lente colimante 72 es una asfera moldeada Geltech 350200 elegida debido a su corta longitud focal y costo razonable (que se puede obtener de Thorlabs ya recubierta y montada). La longitud focal se elige de modo que el diámetro del haz láser incidente en la córnea sea muy pequeño, 1 mm o menos, para evitar los efectos del error de frente de onda del ojo en la pasada de entrada. Se creó un modelo ocular de traza de rayos ópticos ZEMAX® en correspondencia con la figura 2 para averiguar los tamaños de punto previstos en la córnea 74 y la retina 76. El modelo contiene la fuente láser 70, la lente colimante 72, y un modelo (Gullstrand) de un ojo normal 75. La distancia axial de la segunda superficie 72b de la lente colimante 72 a la córnea anterior 74 es 104,92 mm. La distancia del láser 70 a la lente colimante 72 es 0,735 mm. Se usa propagación de haz gaussiano para simular el comportamiento del haz láser con una distribución de intensidad gaussiana en sección transversal. Se supuso una cintura del haz de entrada de 2 micras. El análisis de traza de rayos representa el diámetro del haz en la córnea a aproximadamente 0,46 mm, dentro del objetivo de 1 mm o menos. El tamaño del punto en la retina, 64 micras, corresponde a un rango angular de +/-0,11 grados saliendo del ojo. Esto se calcula usando la relación geométrica $h = F \tan(\theta)$, donde h es la altura del objeto, F es la longitud focal de la lente (para el ojo, es aproximadamente 17 mm), y θ es el ángulo de campo. El haz que se aproxima al trombón tiene ahora un ángulo subtendido de +/-0,11 grados. Al salir del trombón, éste se incrementa a +/-0,12 grados debido a la ampliación angular del trombón. El trombón para el diseño específico disponible está formado por dos lentes con relación de longitud focal de 1,075, incrementando así el ángulo en dicho factor. El haz ahora sale del trombón hacia la serie de lentillas con una difusión angular de $\pm 0,12$ grados. Cuando entra en la serie de lentillas, cada lente convierte el ángulo subtendido a un tamaño de imagen, usando la misma ecuación $h = F \tan(\theta)$. Dado que las lentes tienen una longitud focal de 6 mm, crean un diámetro de punto de $2 h = 2 \times 6 \text{ mm} \times \tan(0,12 \text{ grados}) = 25 \text{ micras}$ en el detector. Esto es significativamente menor que el tamaño de punto de difracción para las lentillas $f/30$ de 57μ . Por lo tanto, debido a la ampliación del trombón y la longitud focal de las lentillas, obtenemos puntos representados en el detector que son más pequeños que el tamaño de punto en la retina. Hay otras varias combinaciones de la ampliación del trombón y la longitud focal de las lentillas que darían el mismo resultado. Para otros casos, como se describe más adelante, el tamaño de punto en la retina varía, pero siempre es menor en la imagen (detector detrás de la serie de lentillas).

ES 2 294 206 T3

Para simular errores refractivos, la distancia de la parte trasera del cristalino 77 a la retina 76 se alargó con el fin de simular miopía y se acortó para simular vista cansada. Para el paciente con el error refractivo de -12D, el tamaño de punto en la retina es incluso más pequeño, lo que significa que para un globo ocular de esta longitud, la retina está más próxima a la posición de cintura mínima del haz. Para el paciente de +6D, el punto en la retina podría ser de hasta 94 micras de diámetro. Esto corresponde a puntos de 37 micras en el sensor de frente de onda. La distancia desde el láser 70 a la lente colimante 72 se puede variar para poner la cintura mínima del haz en la retina 76 para un caso diferente. La solución descrita anteriormente minimiza el tamaño de punto para el caso OD. Sin embargo, cuando se acorta esta distancia, el punto para el paciente 12D puede ser de sólo 10 micras, pero no sin que el punto para el paciente de +6 dioptrías aumente a 95 micras.

Se apreciará que se ha indicado que la ampliación es un aspecto importante de este acercamiento. Dado que la serie de lentillas es un sistema óptico, siempre aumentará (o reducirá) del objeto a la imagen; en este caso, el punto proyectado sobre la retina al sensor de la cámara. La difusión angular del punto desenfocado (punto Airy o el punto de difracción limitada) de la lentilla siempre debe ser más grande que el ángulo subtendido del objeto (el punto retinal). Así, se puede elegir óptica de inyección láser y la óptica de formación de imágenes de cámara de frente de onda (la lentilla, y en grado mucho menor, la óptica del trombón) de tal manera que siempre esté así en todo el rango de errores refractivos.

También es preferible mantener retroreflexiones corneales fuera del recorrido de detección de frente de onda. En un aspecto de esta realización, el componente de iluminación 12 se coloca fuera de eje con relación al ojo del paciente 32 como se representa esquemáticamente en la figura 3. La figura 3 representa una vista general de un sistema básico de aberrómetro de Shack-Hartmann 100 para iluminación fuera de eje de la retina R. El componente láser 12 emite un haz 40 hacia el divisor del haz 16a. El componente de iluminación 12 y el divisor del haz 16a están colocados de tal manera que el haz de luz 40 choque en el ojo 32 fuera del eje óptico A del ojo. Así, un haz ajustado 41 reflejado de la córnea 42 del ojo es reflejado del eje óptico A. La luz restante forma un faro láser B en la retina R del ojo 32. La óptica del ojo propaga un haz de luz 50 fuera del ojo que pasa a través del divisor del haz 16a. El haz 50 pasa entonces a través de una lente 56, un tope 58 que pasa el haz 50 mientras que bloquea el haz 41 reflejado de la córnea, y una lente 60 a un detector Hartmann-Shack 62. El detector 62 incluye la serie de lentillas 18 para enfocar el haz 50 como una serie de puntos de luz sobre un CCD u otro detector bidimensional adecuado 22. El haz 40 exhibirá las características gaussianas descritas anteriormente para mantener un diámetro del punto retinal que sigue siendo menos que el tamaño de punto de difracción limitada de las lentillas de la matriz 18.

En un aspecto alternativo ilustrado con referencia a la figura 4, el haz láser colimado 110 es desviado lateralmente del eje del ojo óptico 112 para dirigir retroreflexiones corneales 114 fuera del recorrido de detección de frente de onda. En base al radio típico de la superficie de la córnea anterior 116, una desviación, Y, de entre aproximadamente 0,5 mm y 1 mm es adecuada, siendo preferible una desviación de entre aproximadamente 0,7 mm y 1 mm. También es preferible que la desviación lateral, Y, sea en la dirección vertical (arriba o abajo en la figura 4) debido al hecho de que la posición lateral del vértice corneal con respecto al centro geométrico de la pupila variará de un paciente a otro. Estas diferencias pueden variar de 0,1 mm hasta 0,6 mm; sin embargo, esta diferencia es generalmente menor en la dirección vertical. Debido a la desviación lateral del haz entrante, la posición del punto en la retina, R, variará en función del error refractivo. Como se representa en la figura 4, para una desviación de 1 mm, la variación podría ser de hasta 0,1 mm para pacientes hipermétropes, y 0,21 mm para pacientes muy miopes. Angularmente, estos corresponden a 0,34 grados, y 0,7 grados, respectivamente. Por lo tanto, en pacientes con -4,7 a +4,0 dioptrías, el punto estará dentro de la foveola (0,5 grado de diámetro), y todos casos estarán dentro de la fosa (5 grado de diámetro). La presencia de retroreflexiones corneales en el detector puede ser detectada y el operador puede ser alertado, consiguientemente, para que realice el ajuste. Esto se puede hacer moviendo el láser en el instrumento o todo el instrumento con relación al paciente, si se puede mover en incrementos submilimétricos. A condición de que se registre esta diferencia, no deberá perturbar la aplicación del frente de onda medido al ojo del paciente.

Una realización según la invención se refiere a obtener una medición más exacta de la aberración de frente de onda ocular con un dispositivo detector de frente de onda. En un aspecto, se facilita una fuente de iluminación retinal que tiene características del haz que eliminan toda necesidad de reenfocar el haz a lo largo de un recorrido de propagación entre la fuente de iluminación y el ojo de un paciente. Las características del haz son un perfil gaussiano con una cintura del haz que es efectivamente de diámetro constante en el rango refractivo del ojo, en un rango refractivo de entre aproximadamente +6D y - 12D. En un aspecto relacionado, es preferible proporcionar un haz de iluminación retinal que tenga un diámetro en la retina del ojo que sea menor que un valor de difracción límite de un componente de formación de imágenes usado para representar una porción del frente de onda en un detector en un rango de enfoque refractivo del ojo del paciente entre aproximadamente -12D y +6D.

Aunque se ha elegido varias realizaciones ventajosas para ilustrar la invención, los expertos en la técnica entenderán que se puede hacer cambios y modificaciones en ella sin apartarse del alcance de la invención definido en las reivindicaciones anexas.

REIVINDICACIONES

5 1. Un dispositivo detector de frente de onda (10) para medir un frente de onda aberrado del ojo de un paciente (32), incluyendo dicho dispositivo un cabezal óptico incluyendo un componente de iluminación retinal (12), un sistema de adquisición, almacenamiento y procesado de datos (24) incluyendo una serie de lentillas (18) para formación de imágenes del frente de onda aberrado en un detector (20), y electrónica de interconexión integrada para detectar, medir y visualizar información de aberración ocular, donde el componente de iluminación retinal (12) proporciona un haz de iluminación retinal colimado (40) que tiene una característica de haz gaussiano, **caracterizado** porque:

10 el componente de iluminación consta de un diodo láser o un diodo superluminiscente (70) y una lente de colimación colocada fijamente, integrada (72), y

15 no hay componentes refractivos, difractivos o de alteración de fase óptica a lo largo de un recorrido óptico entre el componente de iluminación (12) y una posición propuesta de la superficie (74) del ojo del paciente que se mide, el haz colimado tiene un diámetro, d , en la superficie (74) del ojo del paciente, donde $d < 1$ mm, y

20 donde el haz tiene un rango Rayleigh que es igual o mayor que un rango de potencia refractiva ocular del ojo del paciente entre aproximadamente $-12D$ a $+6D$, que se calcula usando una longitud focal del ojo del paciente de 17 mm.

25 2. El dispositivo de la reivindicación 1, donde la fuente de luz emite una longitud de onda en el rango de aproximadamente 780 nm a 800 nm.

3. El dispositivo de la reivindicación 1, donde el dispositivo tiene un eje óptico de medición, donde además el haz de iluminación retinal tiene un eje óptico que está desplazado del eje óptico de medición del dispositivo.

30 4. El dispositivo de la reivindicación 3, donde el desplazamiento es una traslación paralela de entre aproximadamente 0,6 mm y 1,0 mm.

35 5. El dispositivo de la reivindicación 1, **caracterizado** además porque una difusión angular de un punto desenfocado de una lentilla de la serie de lentillas es más grande que un ángulo subtendido de un punto de iluminación de objeto formado por el haz láser.

40 6. El dispositivo de la reivindicación 1, donde el dispositivo es un sensor de frente de onda Shack-Hartmann.

45 7. El dispositivo de la reivindicación 1, donde el haz colimado tiene un diámetro, d , en la posición propuesta de la superficie (74) del ojo del paciente, donde $d < 1$ mm.

50 8. El dispositivo de la reivindicación 7, donde $0,46$ mm $< d < 1$ mm.

55

60

65

70

75

80

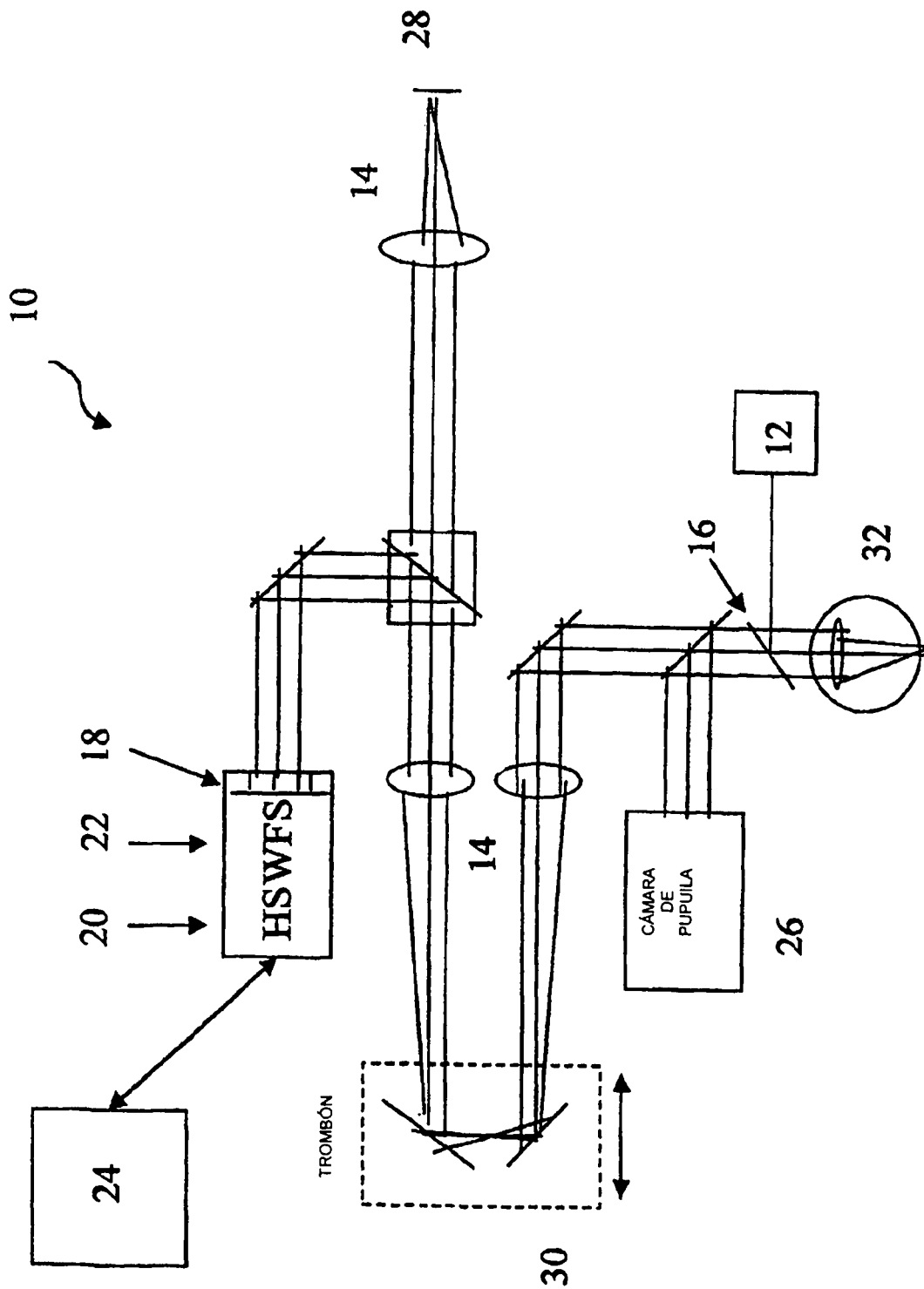


FIG. 1

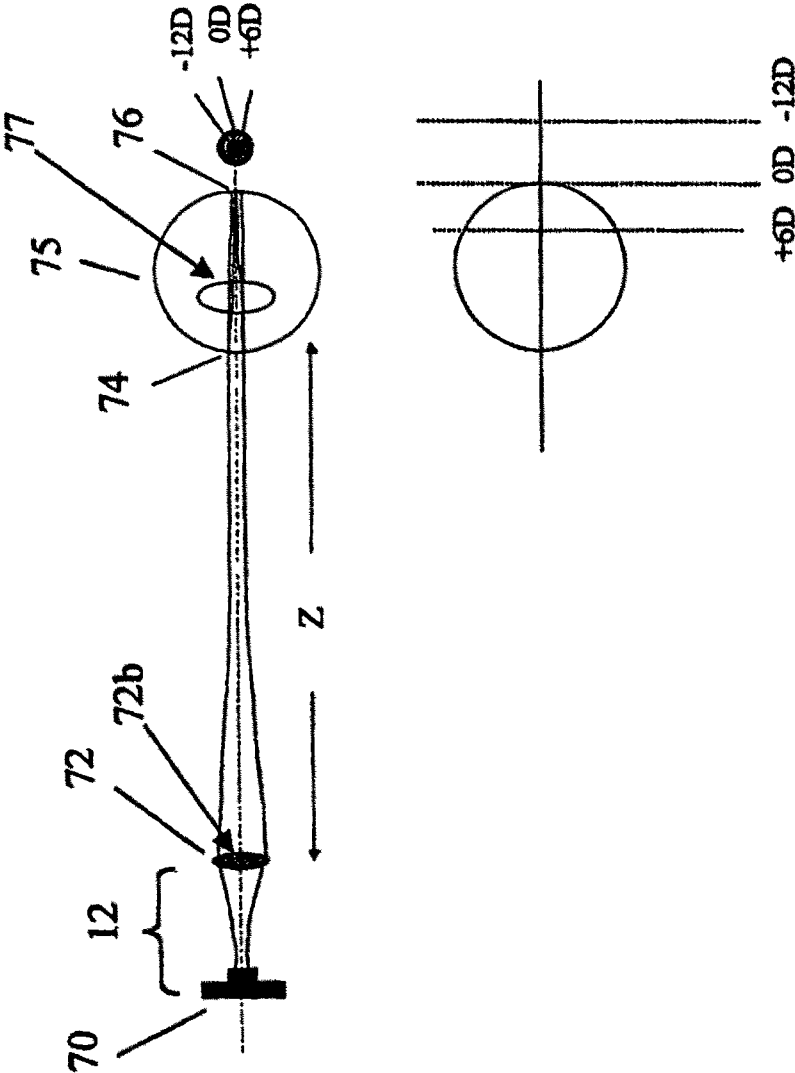


FIG. 2

FIG. 3

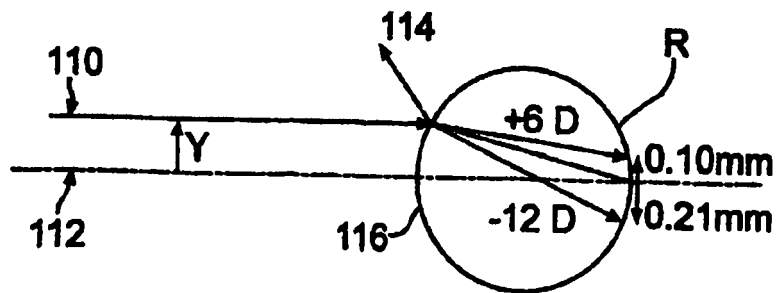
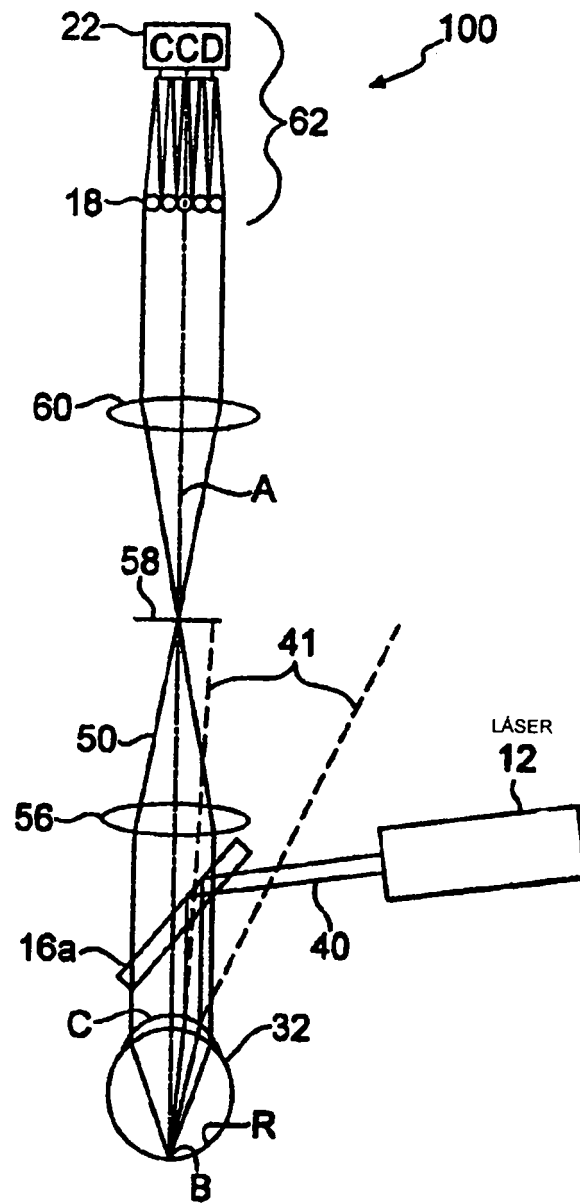


FIG. 4