



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 361 293**

51 Int. Cl.:
A61B 3/103 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **99951829 .3**

96 Fecha de presentación : **07.10.1999**

97 Número de publicación de la solicitud: **1119284**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **01.08.2001**

54 Título: **Dispositivo para medir la refracción de aberración ocular.**

30 Prioridad: **07.10.1998 UA 98105286**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
15.06.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
15.06.2011

73 Titular/es: **TRACEY TECHNOLOGIES, L.L.C.**
Suite 500, 6750 West Loop South
Bellaire, Texas 77401, US

72 Inventor/es: **Molebny, Vasyl;**
Pallikaris, Ioannis;
Chyzh, Igor;
Sokurenko, Vyacheslav;
Naoumidis, Leonidas y
Wakil, Joussef

74 Agente: **Tomás Gil, Tesifonte Enrique**

ES 2 361 293 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

Dispositivo para medir la refracción de aberración ocular

5 Campo técnico

[0001] La presente invención se refiere al equipamiento médico oftalmológico, más específicamente, se refiere a dispositivos para medir la refracción ocular como función de coordenadas espaciales de la pupila.

10 Antecedentes de la invención

15 [0002] Se conocen dispositivos de medición para el estudio del componente de refracción del sistema óptico del ojo, que depende de coordenadas espaciales de la pupila. Estos incluyen el dispositivo de M. S. Smimov para medir la aberración de onda [1], dispositivo de Van den Brink para medir la aberración transversal [2], M. Dispositivo de M. Sergienko para medir el astigmatismo fisiológico [3], y un refractómetro espacialmente resuelto [4]. Los dispositivos anteriores, basados en el principio de Scheiner, implican investigación punto-por-punto al utilizar varias técnicas ópticas. No obstante, al usar todos estos dispositivos la participación directa del paciente se necesita en el alineamiento preliminar del ojo y en las mediciones de aberración.

20 [0003] Desventajas mayores de los dispositivos de medición anteriores son su baja exactitud y productividad, un proceso de medición prolongada que da como resultado la fatiga del paciente, variaciones en acomodación, y movimientos oculares mientras se toman mediciones, aumentando así los errores de medición de aberración.

25 [0004] Son conocidos dispositivos de medición más avanzados que no requieren que el paciente actúe como un enlace en la "cadena de medición". Estos incluyen un dispositivo para medir la aberración por el método de cuchilla de Foucault [5], un dispositivo para medir la aberración de onda usando sensores de Hartmann-Shack [6-8], y un dispositivo de medición que incorpora óptica adaptativa que hace posible medir la aberración de onda mediante su compensación completa [9].

30 [0005] Una desventaja común de los dispositivos de medición que incorporan un sensor de Hartmann-Shack es el campo fijo de visión del analizador fotoeléctrico de tramas de aberraciones transversales debido a la construcción mecánicamente rígida de la trama de la lente y a la disposición espacial invariable mutua de los elementos fotosensibles del dispositivo acoplado cargado o cámara "CCD". Esto resulta en una configuración fija de sitios de rejilla en el plano de la pupila en el que las aberraciones son medidas, así haciendo imposible obtener una reconfiguración flexible de estos sitios de rejilla para mediciones más detalladas en zonas separadas de la pupila dependiendo de sus propiedades de aberración.

35 [0006] Otras desventajas de dispositivos existentes incluyen: no incorporan medios para proporcionar un "enlace" preciso reproducible del ojo del paciente a las coordenadas espaciales del dispositivo de medición; no incorporan unos medios para ajustar la acomodación del ojo del paciente que es necesario para estudiar la dependencia de aberraciones en las características de acomodación; y éstas no son capaces de tomar mediciones en una pupila dilatada sin usar medicinas.

40 [0007] La refracción puede también ser medida usando un autorefractómetro de objetivo espacialmente resuelto como se describe en la patente estadounidense n°. 5,258,791 [10]. Este dispositivo proporciona datos de refracción espacialmente resueltos usando un bucle cerrado de medición que incluye un modelo de referencia y un haz de medición. En este dispositivo, un origen de coordenadas del detector coincide con el centro de la imagen de la fovea y el detector funciona como un sensor de posición cero.

45 [0008] El autorefractómetro de objetivo espacialmente resuelto descrito en la patente estadounidense n°. 5,258,791, preferiblemente usando trazado de rayo láser, tiene una cantidad de problemas sustanciales relativos al rendimiento en las siguientes funciones auxiliares y básicas: alineación preliminar del eje óptico del dispositivo con respecto al eje visual del ojo; control de la acomodación del ojo del paciente; asignación de puntos dentro de la pupila en donde se mide la refracción; y medición del ángulo de incidencia del rayo láser en el ojo del paciente. Respecto a las funciones auxiliares y básicas anteriores, los inconvenientes anteriormente mencionados son inherentes al dispositivo descrito en la patente estadounidense n°. 5,258,791.

55 [0009] La alineación preliminar del eje óptico de los dispositivos de la técnica anterior con respecto al eje visual del ojo pueden ser problemáticos al menos por las siguientes cuestiones. Primero, el eje visual del ojo se asume como la línea que pasa a través del centro geométrico de la pupila y la fovea. No obstante, es conocido que el centro geométrico de la pupila no siempre coincide con el eje visual debido al desalineamiento de la abertura de la pupila y el eje óptico de la córnea y el cristalino. Además, la pupila no puede ser simétrica.

60 [0010] Segundo, en los dispositivos de la técnica anterior en donde la alineación es dependiente de la fijación de la mirada

del paciente en un punto focal, cambios en la posición del punto en el que la mirada del paciente es fijada resulta en un movimiento angular del ojo del paciente que interrumpe la alineación precedente. En consecuencia, ambos puntos (en la pupila y en la retina) a través de los cuales pasa la línea central no tienen una ubicación definida.

5 [0011] Tercero, los puntos focales en dispositivos sin compensación de ametropías pueden claramente ser observados sólo con un ojo emétrepe o normal. Cuando el ojo del paciente es amétrepe, tales dispositivos verán un punto de rayo láser difundido cuya anchura aumenta con la ametropía. Es obvio que bajo tales condiciones la mirada no se puede fijar con precisión en una cierta dirección, que es otro factor que impide una alineación precisa. Otro inconveniente de los refractómetros de la técnica anterior es que la fovea y la superficie fotosensible del fotodetector son ópticamente acoplados por las lentes sólo en el ojo normal o emétrepe. En caso de un ojo amétrepe, el descentrado o desenfoco de la imagen de la fovea en la superficie antes mencionada del detector fotoeléctrico causa errores adicionales de la medición de la refracción que no son compensados por ello. La presente invención se diseña para compensarlos.

10 [0012] Cuarto, una radiación de láser suficientemente luminosa puede irritar la fovea hasta tal grado que el ojo comienza a estrechar su pupila de forma refleja. Por lo tanto, antes del rendimiento del procedimiento de centrado del ojo, se pueden requerir medicinas que paralicen los músculos ciliares del cuerpo, las cuales cambian las propiedades refractarias del ojo en comparación con su estado normal natural.

15 [0013] La necesidad de controlar la acomodación del ojo del paciente no ha sido satisfecha en los dispositivos de la técnica anterior. Como consecuencia, el ojo del paciente puede estar acomodándose a cualquier distancia. Es conocido que las propiedades refractarias del ojo dependen de la distancia de acomodación. Debido a que la acomodación es desconocida por el operario, es imposible correlacionar el mapa de refracción y la acomodación ocular. Se ha vuelto aparente para los actuales solicitantes que un refractómetro espacialmente resuelto debería preferiblemente incluir un dispositivo para ajustarse a la acomodación ocular del paciente.

20 [0014] Dispositivos de la técnica precedente que usan accionadores electromecánicos reducen inmensamente la posibilidad de asegurar un escaneado de alta velocidad de la pupila y la posibilidad de acortar la duración del proceso de medición de la refracción ocular.

25 [0015] En la técnica anterior, los dispositivos que usan un disco o una superficie plana de soporte de apertura móvil para controlar la focalización del láser, la apertura ocupa sólo una pequeña parte de la zona en la que el rayo láser intersecta la superficie plana. Así, sólo esta parte del rayo láser que es igual a la proporción del área de una zona de medición de refracción en la pupila a todo el área de la pupila pasa a través de la apertura. Tal difuminado del rayo láser resulta en un uso antieconómico de la radiación de láser y debería ser considerado un inconveniente mayor de tales diseños.

30 [0016] Inconvenientes en la medición del ángulo de incidencia del rayo láser con el que éste atraviesa la zona de medición necesaria de la pupila y el centro de la fovea son inherentes a diseños que usan el fotodetector como un sensor cero (sensor de no coincidencia del centro del punto de luz en la retina con el centro de la fovea) y el deflector óptico-acústico como un accionador en el bucle de retroacción del servosistema del dispositivo de medición de la posición angular del rayo láser porque tales disposiciones no proporcionan una velocidad de medición de refracción suficientemente alta. En tales diseños, el tiempo de medición de la refracción en 10 puntos de medición de la pupila dura hasta un minuto. Durante este periodo el ojo del paciente puede desplazarse hacia arriba hasta 100 veces y cambiar su posición angular debido al temblor natural, "saltos" y desviación.

35 [0017] Errores sistemáticos del instrumento han asediado los refractómetros de aberración anteriores. Debido a una distribución irregular de la irradiación de la luz en el punto de luz en la retina, a la fotosensibilidad desigual a través del detector fotoeléctrico de superficie, a la inestabilidad del tiempo de ganancia de preamplificadores conectados a los elementos detectores fotoeléctricos, y a la presencia de deslumbramientos no suprimidos e iluminación del fondo del fotodetector, el fotodetector no registra una posición "cero" del punto en la fovea sin errores sistemáticos. Además, como resultado de sus propias aberraciones, el sistema óptico que proporciona el trazado del rayo ocular contribuye a una aberración angular a la posición del rayo láser. El presente instrumento incorpora elementos estructurales que compensan tales errores y aumentan así la exactitud de la medición de la refracción.

40 [0018] Aquello que se necesita es un refractómetro de aberración de trazado de rayos electroópticos mejorado que posibilite conseguir los siguientes objetivos: flexibilidad de asignación de puntos de medición dentro de la pupila y hacia la pupila y mejora en la eficacia del uso de láseres que reducen el difuminado del rayo láser en el diafragma de apertura; reducción en la duración de la medición de la refracción a través de la pupila entera hasta alrededor de 10 - 20 milisegundos; aseguramiento del acoplamiento óptico de la superficie fotosensible del fotodetector con la fovea incluso para ojos amétropes al igual que para el control de la acomodación a cualquier distancia dada; reducción de errores del instrumento al medir la refracción de aberración; realce de la exactitud y carácter definitivo de la posición del instrumento con respecto al ojo del paciente; el potencial para la automatización de la posición y controlabilidad de la distancia de trabajo entre el ojo del

paciente y los componentes del dispositivo; y permisión del posicionamiento del instrumento sin dilatación médica de la pupila. La presente invención proporciona las soluciones mencionadas e innovaciones.

Resumen de la invención

5

[0019] El objeto de la presente invención es proporcionar un dispositivo láser mejorado para medir la refracción de aberración ocular tal y como se define por las reivindicaciones anexas. Este refractómetro de aberración permite estimaciones de la ametropía, características de astigmatismo y agudeza visual y, si es necesario, permite quitar cálculos de la parte de la córnea por queratectomía fotorefractaria [11].

10

[0020] En una forma de realización preferida el refractómetro de aberración comprende una fuente de radiación de luz, preferiblemente luz láser u otra luz polarizada; un sistema telescópico; un deflector de dos coordenadas que consiste en dos deflectores monocoordenada; una unidad de control del ángulo de deflexión; una parada de apertura; una parada de campo; una lente de colimación; un divisor de haz de polarización interferencial; un fotodetector sensible a la posición con una lente de objetivo; y una unidad de procesamiento de datos y de presentación visual que consiste en un ordenador, un convertidor analógico a digital y un preamplificador. El uso de luz láser o polarizada como un haz de evaluación en combinación con el divisor de haz interferencial permite que la luz polarizada sea separada de la luz no polarizada reflejada de vuelta desde la retina e impide que ésta sea detectada por el fotodetector.

15

20

[0021] El instrumento de la presente invención es capaz de reducir el tiempo necesitado para medir la refracción, eliminar pérdidas de energía del haz luminoso en la parada de apertura y crear un sistema flexible para localizar los puntos de medición en la pupila proporcionando lo siguiente: el sistema telescópico se sitúa en la trayectoria del haz de evaluación después del deflector bicoordenada a una distancia correspondiente a la coincidencia de la pupila de entrada del sistema telescópico y el espacio o zona entre los deflectores monocoordenada, la parada de apertura o diafragma es colocado entre las lentes del sistema telescópico en el punto de coincidencia de sus focos, y la parada de campo o diafragma se sitúa en el plano de la pupila de salida del sistema telescópico y, al mismo tiempo, en la ubicación del punto de foco delantero de la lente de colimación situada delante del divisor de haz de polarización interferencial a una distancia desde el ojo del paciente que es aproximadamente igual a la distancia focal de la lente de colimación.

25

30

[0022] Para asegurar un acoplamiento óptico constante de la superficie fotosensible del fotodetector y la retina para ambos ojos amétropes y emétropes, un grupo de lentes con potencia óptica variable es instalado entre el divisor de haz de polarización interferencial y el ojo, dicho grupo de lentes teniendo la función de formar de forma ajustable la imagen retinal de un ojo amétrope a infinito independientemente de la condición amétrope o emétrope del ojo. La superficie fotosensible del fotodetector se conjuga con el plano focal anterior de la lente del objetivo y es insertada después del divisor de haz de polarización interferencial en la trayectoria de la luz dispersada por la retina.

35

40

[0023] Para proveer la fijación de la línea visual del paciente a lo largo del eje óptico del instrumento y para compensar la acomodación del ojo a la distancia requerida mientras se mantiene la conjugación óptica constante del ojo del paciente con la superficie fotosensible del detector, un segundo divisor de haz o un espejo de rotación del eje óptico, al igual que una placa con un modelo de prueba de fijación de la mirada o un objetivo de prueba para la fijación de la vista, están ópticamente acoplados con la superficie fotosensible del fotodetector y están localizados entre el fotodetector y la lente del objetivo. Un segundo grupo óptico de lentes, con potencia óptica variable negativa y que funciona para formar una imagen para el ojo del paciente del objetivo de prueba a una distancia correspondiente a la acomodación programada, está situado entre el segundo divisor de haz o espejo de rotación del eje óptico y el divisor de haz de polarización interferencial. Cuando se usa un espejo de rotación de eje óptico, se monta sobre una base móvil permitiendo desplazar el espejo para permitir que la radiación de luz dispersada por la retina alcance el fotodetector durante la medición de las características del ojo del paciente.

45

50

[0024] En una forma de realización, para responder de errores de medición de refracción sistemática, un segundo espejo, para plegar o redirigir el eje óptico del rayo láser de evaluación, se inserta en la trayectoria del rayo láser después del último elemento óptico antes de entrar en el ojo del paciente. Después del segundo espejo, una unidad de calibración óptica para simular un ojo es insertada. La unidad de calibración óptica incluye un simulador de retina fija o axial móvil cuyas características ópticas son equivalentes a aquellas de la retina humana. El segundo espejo de plegado del eje óptico se instala en una base móvil de modo que se puede mover en la trayectoria del rayo láser de evaluación durante la medición con la unidad de calibración óptica y se quita al medir la refracción del ojo del paciente.

55

60

[0025] Para alinear el instrumento con respecto al ojo del paciente al igual que para mejorar la exactitud y permitir la automatización del proceso de alineamiento, el instrumento dispone de un tercer divisor de haz para insertar un canal para verificación de la alineación ocular del instrumento y del ojo del paciente. En una forma de realización preferida, el canal de verificación coaxial comprende uno o más puntos de fuentes de luz y un dispositivo de detección electroóptico o de televisión, sirviendo juntos para mostrar la pupila y/o imagen ocular y proporcionar un canal de permiso para medir

características oculares cuando el eje óptico del instrumento y el eje visual del ojo del paciente coinciden. Para permitir que el instrumento sea usado sin dilatar la pupila con una medicina, una fuente de radiación láser y/o fuentes de luz infrarroja se incorporan en el mecanismo de alineación de verificación coaxial. Se contempla que el instrumento puede utilizarse para hacer mediciones de refracción bajo condiciones que simulan las condiciones de luz del día o de la noche.

5

[0026] En unas formas de realización alternativas se puede contemplar también que la verificación de alineación puede hacerse bajo el control del operador del dispositivo o se puede automatizar. En una forma de realización, el canal de verificación coaxial proporciona una notificación acústica o bien visual cuya coincidencia entre el eje óptico del instrumento y el eje visual del paciente es inmediato o cercano al estado "sobre el objetivo". Una vez este estado es logrado, el instrumento es "armado" electrónicamente. Una vez lograda la coincidencia completa, el controlador de medición automáticamente provoca que los haces de luz paralelos espacialmente definidos, preferiblemente rayos láser, sean rápidamente activados y se introduzca el ojo a través del canal de entrada. La luz que se refleja desde la retina se refiere al canal de detección del punto retinal para caracterización espacial y de intensidad. Este proceso puede permitir tomar hasta al menos 5 mediciones de réplica sobre 65 lugares espaciales dentro de 15 milisegundos sin la necesidad de que el paciente participe activamente en el proceso de focalización y de alineación.

15

Breve descripción de los dibujos

[0027] Para una comprensión más completa de la presente invención, incluidas características y ventajas, ahora se hace referencia a la descripción detallada de la invención con las figuras de acompañamiento:

20

Figura 1: Diagrama funcional esquemático del instrumento para medir la refracción de aberración.

Figura 2: Ilustración esquemática de la operación del dispositivo para medir la aberración transversal del rayo láser en la retina del ojo.

25

Figura 3: Ilustración esquemática del principio de operación de los medios para la posición del dispositivo de medición con respecto al ojo del paciente.

Figura 4: Ejemplo de un mapa que muestra la ubicación de puntos de medición de refracción ocular, construidos con la ayuda de un ordenador.

Figura 5: Vista general en perspectiva de un dispositivo de prototipo para medir la refracción de aberración.

30

Figura 6: Ejemplo de un mapa que muestra la refracción de aberración del ojo vivo, construido con el refractómetro de aberración ocular de la invención en cuestión.

Figura 7: Ilustración esquemática de fotodetección usando detectores de matriz lineal.

Figura 8: Diagrama esquemático de una forma de realización alternativa de un refractómetro de aberración según ciertos aspectos de la presente invención;

35

Descripción detallada de la invención

[0028] El instrumento descrito aquí fue desarrollado para proporcionar un refractómetro de aberración capaz de proporcionar con precisión y rápidamente un mapa refractario de ojos amétropes o bien emétropes sin error de acomodación. La Figura 1 muestra un diagrama funcional de una forma de realización preferida del instrumento en cuestión. Una fuente de luz cuya radiación se usa para el trazado del rayo ocular está provisto, como por ejemplo, por láser 1. Un expansor telescópico que comprende por ejemplo lentes 2 y 3 proporciona un funcionamiento normal de un deflector de dos coordenadas óptico-acústico 4 preferiblemente que consiste en dos deflectores monocoordenada. Un rayo láser telescópico más estrecho se forma por las lentes 5 y 6 con una parada de apertura o diafragma AS localizado en los focos comunes de las lentes 5 y 6. Una parada de campo o diafragma 7 se coloca detrás del foco de la lente 6 de modo que su imagen formada por el estrechador telescópico en el paso trasero está localizado entre los deflectores monocoordenada. Con esta colocación, la redistribución de la iluminancia de luz en el punto de luz en la pupila se minimiza cuando la posición angular del rayo láser se varía a la salida de los deflectores monocoordenada. El foco anterior de una lente de colimación 8 se alinea con el centro de la parada de campo o diafragma 7 para asegurar un pasaje telecéntrico de rayos a través del divisor de haz de polarización interferencial 9.

50

[0029] Un compensador de ametropía es esquemáticamente representado como un grupo varifocal de lentes 10 y 11, ajustable para compensar la ametropía ocular del paciente. Una de las lentes se instalan en una base móvil conectada al accionador 38. Un controlador de acomodación es esquemáticamente representado como lentes 16 y 17 que constituyen un grupo varifocal de lentes para el control de la acomodación del ojo del paciente.

55

[0030] Una lente de objetivo 18, en cuyo punto focal está localizada la superficie fotosensible de un fotodetector sensible a la posición 19, se destina a formar una imagen de la retina irradiada en el plano de la superficie fotosensible del fotodetector sensible a la posición. Los elementos fotosensibles del fotodetector se conectan a través de un preamplificador 22 y un convertidor analógico a digital 23 a un ordenador 24. Un espejo 39 es montado de forma móvil entre la lente objetiva 18 y el fotodetector 19 para conjugar ópticamente el plano del objetivo de prueba o placa 20 con la superficie fotosensible del fotodetector 19 al igual que con la superficie de la fovea. La placa 20 se necesita para asegurar la fijación de la mirada del

60

paciente. Localizada detrás de la placa 20 hay una fuente de luz o radiador 21 que sirve para iluminar la placa; la luz emitida por el radiador es idéntica en composición espectral a la radiación producida por la fuente de luz 1, preferiblemente una fuente de luz láser o polarizada.

5 [0031] Elementos 25 a 30 comprenden un microscopio cuya lente del objetivo consiste en las lentes 25 y 27 junto con el espejo 26. Una placa 29 con la rejilla de coordenada es preferiblemente localizada en el plano focal posterior de una lente 27, un grupo de lentes 30, y un divisor de haz 28, cuyo punto focal anterior coincide con el punto focal posterior de la lente 27, comprende un ocular del microscopio. El divisor de haz 28 sirve para acoplar ópticamente el plano retinal con el plano fotosensible de una cámara de televisión 32 conectada al ordenador a través de una conversión de señal de vídeo y tablero de entrada, alternativamente denominado un tablero capturador de tramas, 33.

10 [0032] Mediante un espejo 12 provisto de una abertura, el eje óptico del microscopio se alinea con los ejes ópticos del canal de trazado del rayo (elementos 1-11) y la disposición fotoeléctrica para la medición de la aberración del rayo transversal en la retina (elementos 16 - 19).

15 [0033] En una forma de realización preferida, cuatro (diodos fotoemisores) de diodos luminescentes 14 se instalan en una configuración transversal delante del ojo del paciente. Cada LED es preferiblemente localizado en el mismo plano que cada otro LED, a igual distancia desde el eje óptico y perpendicular con el eje. El microscopio y los LEDs comprenden un sistema para el posicionamiento visual y televisivo del instrumento con respecto al ojo del paciente. El microscopio se instala de modo que el plano focal anterior de la lente 25 coincida con el plano, donde están localizadas imágenes virtuales o imaginarias de los LEDs 14, reflejadas por la superficie corneal anterior.

20 [0034] Montado de forma móvil entre la lente 11 y los LEDs 14 hay un espejo 13 que sirve para unir los ejes ópticos del instrumento y la unidad de calibración óptica 34 - 36. En una forma de realización preferida, la unidad de calibración óptica comprende un simulador de menisco o de córnea 34, simulador de medio líquido o vítreo 35, y simulador de retina 36. El simulador de retina 36 es preferiblemente montado de forma móvil de modo que éste se puede mover a lo largo del eje óptico mediante accionador o transmisor 37.

25 [0035] El presente instrumento de medición incorpora un ordenador 24 o dispositivo similar para el control del deflector óptico-acústico 4, convertidor analógico a digital 23, y accionadores o transmisores 37 y 38. El ordenador 24 o dispositivo o dispositivo(s) similar(es) puede(n) desempeñar tareas adicionales incluyendo, por ejemplo, tratamiento matemático y almacenamiento de datos, cálculo y presentación de parámetros de aberración y las características de refracción oculares, al igual que proporcionan modos de ajuste de medición e implementación de alineación de instrumento automático.

30 [0036] En una forma de realización preferida, el instrumento funciona de la siguiente manera. El haz luminoso emitido, por ejemplo por el láser 1, es expandido, colimado y dirigido al deflector óptico-acústico 4, que cambia su posición angular conforme al programa informático correspondiente. El estrechador telescópico 5 y 6 reduce el espesor del haz a la magnitud requerida. El centro de parada o diafragma 7, que está siendo ópticamente acoplado con la retina del ojo del paciente debido a las lentes 8, 10 y 11, es un punto de "balanceo" angular del haz que sale del estrechador telescópico. Debido a su posición en el plano focal anterior de la lente 6, la parada de apertura o diafragma AS tiene su imagen en el plano focal posterior de la lente 8 que se alinea con la pupila del ojo. Así, la imagen de la parada de apertura iluminada o diafragma AS en la pupila es la zona de medición de refracción ocular del paciente. Debido al hecho de que la parada o diafragma 7 se posiciona en el plano focal anterior de la lente de colimación 8, un balanceo angular del rayo láser con el vértice angular localizado en la parada o diafragma 7 se convierte en el desplazamiento paralelo de su eje óptico después de pasar la lente 8.

35 [0037] Si el ojo del paciente es amétrope, el movimiento axial de la lente 10 (o 11) convierte el haz telecéntrico en un haz divergente (en el caso de miopía) o convergente (en el caso de hipermetropía) de modo que la imagen del diafragma 7 es ópticamente acoplada con la retina. Esto también asegura el paralelismo de los rayos reflejados por la retina en la zona delante del divisor de haz 9, que es necesario para su funcionamiento normal.

40 [0038] La luz que entra en el ojo 15 del paciente se polariza en el plano mostrado en la figura 1. Sólo este componente del haz de retorno despolarizado por la interacción con la retina es permitido por el divisor de haz 9 para pasar al fotodetector 19. Esto protege al fotodetector de la luz polarizada reflejada por las superficies de las lentes 10 y 11 y por la córnea o el ojo (como un resultado del reflejo Fresnel) y que puede producir una iluminancia incompatible con el funcionamiento normal del instrumento.

45 [0039] Las lentes 16 y 17 y la lente del objetivo 18 producen una imagen del área iluminado de la retina en el plano del fotodetector 19. En la figura 1 los lugares de focos se designan de la siguiente manera: F_3 , F_5 , F_6 , F_8 , F_{25} , y F_{30} son puntos de focos anteriores de las lentes correspondientes mientras F_2' , F_5' , F_6' , F_{18}' , y F_{27}' son puntos de focos posteriores de las lentes.

[0040] El rayo láser es posicionado por el ordenador y el deflector óptico-acústico para introducir la pupila en la zona de medición de refracción requerida. Si el sistema óptico del ojo tiene refracción de aberración, la imagen luminosa de la parada o diafragma 7 en la retina es desplazada del eje, lo que resulta en el desplazamiento correspondiente de la imagen de la zona iluminada en la superficie fotosensible del fotodetector y en la variación de señales eléctricas generadas por cada uno de los elementos sensibles del fotodetector. Si el fotodetector 19 es un fotodiodo de cuatro cuadrantes como por ejemplo en aquel mostrado de forma esquemática en la figura 2, teniendo los cuadrantes 1, 2, 3, & 4, un desplazamiento de aberración del punto de luz $\delta x, \delta y$ en la retina se puede dar por la fórmula:

$$\delta x = \frac{\beta}{2} \left[\frac{(U_1 + U_2) - (U_3 + U_4)}{U_1 + U_2 + U_3 + U_4} \right] \cdot b$$

$$\delta y = \frac{\beta}{2} \left[\frac{(U_1 + U_2) - (U_3 + U_4)}{U_1 + U_2 + U_3 + U_4} \right] \cdot b$$

donde β es la ampliación transversal en el plano del fotodetector como está relacionado con el plano de la retina, b es el tamaño del punto de luz en el plano del fotodetector, y U_1, U_2, U_3 y U_4 son las señales fotoeléctricas que vienen de los canales del fotodetector correspondientes.

[0041] En una forma de realización preferida alternativa (representada en la figura 7) la luz de la fuente de luz de focalización, preferiblemente una fuente de luz infrarroja 96, se puede dirigir a través de una serie de lentes 77 y 79 y el divisor de haz 94, en última instancia a una intersección con el eje óptico del instrumento y dentro del ojo del paciente. La posición de un punto de luz de focalización reflejado detrás de un punto reflectante en la fovea de la retina puede ser determinada usando un divisor de haz de reflexión 94 para dirigir una primera parte de la luz reflejada del punto de retina a través de la lente 90 a un primer fotodetector de matriz lineal 88 para medir cambios en posición sólo en una dirección, por ejemplo, en una dirección x . Una segunda parte de la luz reflejada, sustancialmente idéntica a la primera parte, se dirige a través de la lente 91 hasta un segundo fotodetector de matriz lineal 89 para detectar cambios en la posición sólo en una dirección a noventa grados con respecto a la primera dirección, por ejemplo, la dirección y . El cambio en la posición x - y es ventajosamente medida "directamente" para cada dirección sin usar el cálculo de la fórmula anterior. Esto es más ventajoso porque fotodetectores de cuatro cuadrantes habitualmente disponibles tienen un intervalo más limitado de aberración que puede ser detectado que los fotodetectores de matriz lineal habitualmente disponibles. Por ejemplo, un detector de cuatro cuadrantes puede cubrir un intervalo de aberración de 3 dioptrías en ambas direcciones mientras dos fotodetectores de matriz lineal de 128 incrementos puede cubrir un intervalo de aberración de aproximadamente 10 dioptrías en ambas direcciones.

[0042] En otra forma de realización, el fotodetector puede ser una matriz de fotodetección bidimensional o x - y o una matriz sensorial CCD.

[0043] Antes de que el proceso de medición de refracción sea comenzado, el instrumento se sitúa con respecto al ojo del paciente y el instrumento es calibrado usando la unidad de calibración óptica 34 - 36.

[0044] El principio de operación referente al posicionamiento del instrumento en relación al ojo del paciente se ilustra en la figura. 3. El sistema de colimación 50 corresponde a los elementos 39, 18 y 17, 16 de la figura 1 (si el ojo se coloca a una distancia finita). El punto A es el radiador de luz y punto de fijación de la mirada y se forma por los elementos 20 y 21 en la figura 1. El espejo 56 con una abertura corresponde al elemento 12 de la figura 1. La lente del objetivo del microscopio 52 está compuesta de los elementos 25 - 27 de la Figura 1 mientras el plano de la imagen del objetivo del microscopio 54 (Fig. 1) corresponde al elemento 29 (Fig. 1). B_1 y B_2 son radiadores de luz correspondientes al LED 14 de la figura 1. B'_1 y B'_2 son imágenes primarias de los radiadores mientras B''_1 y B''_2 son imágenes secundarias de los radiadores.

[0045] Como se puede observar de Figura 3, la fijación de la mirada en el punto A, localizado en el eje óptico del instrumento, no garantiza la coincidencia o alineación del eje visual del ojo y el eje óptico del instrumento debido a que el ojo ve el punto A en la fovea incluso cuando $\Delta \neq 0$. La fijación de la mirada en el punto A es asegurada sólo cuando los ejes anteriores son paralelos.

[0046] Teniendo en cuenta que la aportación más grande a la potencia óptica ocular se hace por la superficie anterior de la córnea, se asume que la línea del eje visual sea la línea que pasa a través de la fovea central y el vértice del centro de curvatura de la superficie anterior de la córnea. Si el radiador B_1 está situado delante del ojo del paciente, entonces, debido a la reflexión de Fresnel de la luz de la superficie anterior o delantera de la córnea, esta superficie funcionando como un

espejo convexo, forma una imagen B'_1 imaginaria o virtual del radiador, localizada simétricamente al eje conforme a las leyes de la óptica geométrica.

5 [0047] Cuando varios radiadores, tales como por ejemplo, B_1 y B_2 , están posicionados delante del ojo del paciente simétricamente al eje óptico del instrumento (Fig. 3), sus imágenes secundarias B''_1 y B''_2 serán desplazadas en el plano de la imagen de la lente del objetivo del microscopio aparte del eje si $\Delta \neq 0$.

10 [0048] Así, para hacer que coincidan el eje óptico del instrumento y el eje visual del eje ocular, dos condiciones deben ser satisfechas: la mirada del paciente se fija en el punto A y las imágenes B''_1 y B''_2 son centralmente posicionadas en relación al eje de la lente del objetivo 52. La posición puede ser controlada usando la rejilla de coordenadas proporcionada en la placa 29 (Fig. 1) o usando la pantalla del monitor cuando el canal de televisión es utilizado, cuando la imagen del ojo se alinea en todos los puntos con posiciones concéntricas en la rejilla o la pantalla de televisión, el controlador de medición se arma para tomar un conjunto espacialmente resuelto de mediciones de refracción. El operador puede luego activar la medición que puede tardar sólo unos milisegundos. Las mediciones son "capturadas" en el tablero del capturador y almacenadas para producir un mapa de refracción de aberración como en la figura 6. Las mediciones pueden también ser activadas automáticamente cuando la alineación apropiada es detectada. Además, según una forma de realización de la invención, una pluralidad de mediciones pueden ser hechas consecutivamente durante la incidencia de un evento predeterminado, tal como a través de una secuencia de movimiento del objetivo del ojo desde una distancia de acomodación de "cerca" a una distancia de acomodación de "lejos" o infinita. Una pluralidad de imágenes de medición pueden ser capturadas o automáticamente tomadas y almacenadas sobre un período de tiempo o mientras otros cambios cualesquiera están ocurriendo para los cuales las mediciones oculares pueden indicar un cambio dinámico en la refracción del ojo.

25 [0049] La coincidencia de los puntos B''_1 y B''_2 con la superficie o plano 54 es indicativo del ajuste de la distancia de trabajo fija entre el instrumento y el ojo que es el resultado de la focalización de las imágenes B''_1 y B''_2 en la superficie 54.

[0050] El punto de fijación de la mirada se crea situando el espejo 39 (Fig. 1) en el eje óptico del instrumento. Los radiadores 14' y 14" reproducen la parte de los radiadores B_1 y B_2 mostrados en la Fig. 3.

30 [0051] La calibración del instrumento de refracción de aberración instantánea puede ser efectuada usando la unidad de calibración óptica. La unidad de calibración óptica puede ser hecha para incorporar aberraciones conocidas en los puntos de medición del simulador de la córnea 34 correspondiente. Por ejemplo, la aberración se puede determinar por el ordenador usando programas de diseño óptico especiales. Si, por ejemplo, la superficie anterior de la lente 34 es elipsoidal, entonces la refracción de aberración en todos los puntos de la pupila es igual a cero.

35 [0052] Cuando se usa un compensador de ametropía, entrarán haces de láser no paralelos en la unidad de calibración óptica. Esto resultará en una aberración estándar de desenfoque; para compensar esta aberración, el simulador de retina se puede mover a lo largo del eje óptico mediante el accionador 37 al punto de foco. Así, la fovea puede ser ópticamente acoplada con el simulador de retina.

40 [0053] Errores sistemáticos de mediciones de la aberración transversal serán evidenciados por la desviación de los resultados de la medición de los datos estimados. Tales errores sistemáticos determinables se pueden tener en cuenta al medir aberraciones oculares reales.

45 [0054] La calibración por comparación con la unidad de calibración óptica es preferiblemente realizada automáticamente antes de medir las aberraciones oculares situando el espejo 13 en el eje óptico del instrumento.

50 [0055] Antes del trazado del rayo del ojo del paciente, los espejos 13 y 39 son retirados de la trayectoria de la luz que entra en el ojo y luego pasa al fotodetector. El desplazamiento de aberración de la imagen del punto de luz en la fovea se mide en un conjunto de puntos en la córnea correspondiente a una rejilla de trazado de rayo ocular elegida por el operador. Un ejemplo de una rejilla o una asignación de puntos de medición en la pupila se muestra en la Figura 4.

55 [0056] Los datos en la medición de las aberraciones transversales en la retina $\delta x(\rho, \varphi)$ y $\delta y(\rho, \varphi)$ se usan para más cálculos de los coeficientes de los polinomios de Zernike mediante el método de mínimos cuadrados para aproximarse a la función de la aberración de onda del ojo. La función de aberración de onda es luego usada para calcular la refracción local en cualquier punto de la pupila. Además, la aproximación hace posible determinar o reconstruir la naturaleza de refracción de aberración local en esta pequeña zona axial de la pupila, donde es imposible hacer, una medición precisa directa de la refracción.

60 [0057] Una forma de realización de trabajo de la presente invención se muestra en la figura 5. En un experimento realizado usando este instrumento en el que cinco pruebas fueron realizadas y los resultados calculados según el promedio, la

aberración de rayo láser en la retina en 65 puntos de la pupila ha sido realizada en un periodo de 12 milisegundos sin más que 5mW de radiación de luz entrando en el ojo.

[0058] La Figura 6 es un ejemplo de un mapa de refracción de aberración ocular construido con el uso del refractómetro de aberración ocular instantánea.

[0059] La medición extremadamente rápida permite que el programa de control por ordenador provoque que se haga una pluralidad de mediciones de aberración espacialmente resueltas en un periodo temporal muy corto. El programa de control en una forma de realización activa automáticamente una pluralidad de mediciones coordinadas con una serie de distancias de fijación de acomodación ajustadas y determinación automática de alineación ocular apropiada para recibir una serie de mediciones de datos del canal de detección de posición del punto retinal. Una serie de mediciones de refracción para un sistema de refracción ocular dinámico es producida. Mediciones de refracción espacialmente resueltas pueden ser programadas automáticamente y hechas automáticamente durante una variedad de cambios dinámicos tales como variación de la acomodación o durante el funcionamiento normal del ojo bajo una variedad de condiciones predeterminadas y condiciones de cambio externas o internas.

[0060] La Figura 8 representa esquemáticamente los canales ópticos de un ejemplo ilustrativo de un refractómetro de aberración. Un canal de entrada de haces paralelos espacialmente definidos 59 se extiende desde una fuente de luz tal como un láser u otra fuente de luz de poca difusión hasta el ojo de un paciente 98. En una forma de realización preferida un láser de 650λ fue empleado. A lo largo del canal de entrada de haces paralelos espacialmente definidos hay un telescopio cilíndrico 62 que incluye dos lentes 64 y 66. La luz del telescopio cilíndrico entra en el deflector 68. El deflector 68 es preferiblemente un deflector óptico-acústico electrónicamente controlado por una unidad de control tal como un ordenador. Alternativamente, un deflector de espejo galvanométrico o similar podría ser usado. Deflectores de dos coordenadas o mecanismos de dirección angular se pueden usar como un deflector 68. Un espejo reflectante o prisma de espejo 70 refleja el haz luminoso a través de un sistema telescópico 72, que incluye preferiblemente, pero no necesariamente, una lente 74, una apertura de entrada 76, lentes 78 y 79 y una apertura de salida o parada de campo 80. El haz luminoso polarizado pasa desde la parada de campo 80 a la lente de colimación 82 y se desvía por el espejo 71 y pasa transparentemente a través del divisor de haz 100 y el divisor de haz interferencial 92 de camino al ojo 98.

[0061] Fuentes de luz colocadas delante del ojo se utilizan para alinear el eje visual del ojo con el eje óptico del instrumento. Preferiblemente, una pluralidad de LEDs ortogonalmente colocados 102, por ejemplo, que emiten a una λ de 940 nm podría ser empleada. La luz producida por LEDs 102 se refleja fuera de la córnea y está representada por la cámara 112. Cuando la luz reflejada se alinea con parámetros de focalización preestablecidos, el instrumento está en la alineación apropiada y por lo tanto en el modo permisivo para el encendido de los haces paralelos espacialmente resueltos formados a lo largo del canal 59.

[0062] LEDs de emisión de luz combinados con luz emitida del LED 96 crean el canal de verificación de la alineación ocular. LED 96, preferiblemente un LED infrarrojo, ilumina el ojo cuando pasa a través de las lentes 77 y 79 y a través de un prisma divisor de haz 94 y un divisor de haz 92 para recaer sobre el ojo 98. El ojo iluminado es luego en última instancia representado por la cámara 112 cuando la imagen pasa a través del prisma divisor de haz 92 y es redirigido al divisor de haz 100 para pasar a través de los elementos ópticos 104, 106, 108 y 110 para finalmente atacar la cámara CCD 112.

[0063] Un canal de detección de posición del punto retinal 99 se utiliza para detectar la posición de puntos reflejados de la retina del ojo 98 creados por el canal de entrada e incluye un divisor de haz de polarización interferencial 92 que dirige la luz no polarizada reflejada de la retina del ojo 98 a un divisor de haz 94 que divide la imagen dirigiendo un componente de la imagen a través de una lente óptica 90 a un fotodetector de "coordenada x" 88 y dirige otro componente de la imagen a través de lente óptica 91 a un fotodetector de "coordenada y" 89. Preferiblemente, los fotodetectores ortogonalmente colocados 88 y 89 son fotodetectores de matriz lineal de alta resolución y la medición de posición creada en estos detectores se pueden utilizar directamente para proporcionar coordenadas XY para la medición de la posición de puntos reflejados en la retina del ojo 98. En vez de usar detectores de conjunto lineales, un fotodetector matricial XY real o un detector CCD puede utilizarse para reemplazar el divisor de haz 94, lentes 90 y 91 y los fotodetectores de matriz lineal 88 y 89. Un beneficio de las matrices lineales es que proporcionan un gran intervalo de detección de aberración que excede el intervalo de un fotodetector de cuadrante simple. Por ejemplo, un fotodetector de cuadrante típico puede ser útil para detectar aberraciones de un intervalo de aproximadamente ± 3 dioptrías mientras matrices lineales pueden alojar un intervalo de aproximadamente ± 10 dioptrías.

[0064] Un canal de objetivo de fijación 85 preferiblemente comprende una fuente luminosa. En una forma de realización preferida, la fuente luminosa es un LED verde de 565λ . 84. La luz se puede transmitir a través de las lentes 74 y 75 y dirigidas por el prisma 86 y a través del divisor de haz 100 que tiene revestimientos ópticos de diferenciación de longitud de onda. La luz del objetivo de fijación pasa a través de las lentes 104 y 108 y la ventana 106 y se refleja fuera del filtro óptico selectivamente reflectante 110. El objetivo de fijación de luz pasa de vuelta a través de elementos 108, 106, 104 y se

redirige por el divisor de haz 100 a 90 grados hacia el ojo para que el paciente visualice la imagen como viniendo desde la ubicación de la superficie 110, que se puede mover desde una fijación cercana hasta una fijación lejana o ser ajustable entremedias en cualquier sitio, y se puede utilizar para el cambio de la acomodación del ojo en un periodo temporal y tomar simultáneamente una serie de mediciones, incluyendo mediciones de refracción de aberración espacialmente resueltas al igual que imágenes en la cámara CCD 112. Esto produce un lapso de tiempo en la formación de imágenes del ojo y mediciones de la refracción de aberración cuando ésta se recicla a través de distancias de objetivo de fijación diferentes. Las diferentes distancias de fijación del objetivo pueden ser automáticamente movidas o ajustadas de cerca a lejos usando medios de ajuste electromecánico que se pueden sincronizar con las mediciones y/o imágenes tomadas en una base de lapso de tiempo.

Referencias
[0065]

1. M. S. Smirnov. Measurement of wave aberration of the eye. *Biofizika (Biophysics USER)*, 6, pp. 776-794, 1961 .
2. Van den Brink. Measurement of the geometrical aberrations of the eye. *Vision Res.* 2, pp. 233-244, 1962 .
3. N. M. Sergienko. *Oftalmologicheskaya optika (Ophthalmic Optics)*. Moscow, Meditsina, 1991, 142 pages .
4. R. H. Webb, C. M. Penney, and K. D. Thompson. Measurement of ocular local wavefront distortion with a spatially resolved refractometer. *Applied Optics.* 31, pp. 3678-3686, 1992 .
5. S. G. El Hage and Bem F. Contribution of the crystalline lens to the spherical aberration of the eye. *J. Opt. Soc. Am.* 63, pp. 205-211, 1973 .
6. J. Liang. A new method to precisely measure the wave aberrations of the human eye with a Hartmann-Shack wave-front sensor, Ph. D. Dissertation, University of Heidelberg, Heidelberg, Germany, 1991 .
7. J. Liang, B. Grimm, S. Goelz, and J. F. Bille, Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor. *J Opt. Soc. Am. A* 11, pp. 1949-1957, 1994 .
8. J. Liang and D. R. Williams. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye. *J Opt. Soc. Am. A* 14, pp. 2873-2883, 1997 .
9. J. Liang, D. R. Williams, and D. T. Miller. Supernormal vision and high resolution retinal imaging through adaptive optics, *J. Opt. Soc. Am., A* 14, pp. 2884-2892, 1997 .
10. US Patent 5,258,791. Spatially resolved objective autorefractometer, Nov. 2, 1993.
11. T. Seiler, P. J. McDonnell, "Excimer laser photorefractive keratectomy", *Surv. of Ophthalm.*, 40, pp. 89-118, 1995 .

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo para medir la refracción de un ojo como función de las coordenadas espaciales de la pupila, que comprende:
- 5 una fuente luminosa (1) que produce un haz de evaluación a lo largo de una trayectoria hacia el ojo (15);
 un sistema telescópico de lentes (2,3,5,6) con una pupila de entrada y una pupila de salida;
 un deflector de dos coordenadas (4) que consiste en dos deflectores monocoordenada separados por una zona;
 una unidad de control de deflexión (24);
 10 una parada de apertura (AS);
 una parada de campo (7);
 una lente de colimación (8);
 un fotodetector sensible a la posición (19) con una lente de objetivo (18) operativamente situada para recibir la luz reflejada desde la retina del ojo; y
 una unidad de procesamiento de datos y de presentación visual que incluye un ordenador (24); y
 15 donde el sistema telescópico se sitúa en la trayectoria del haz de evaluación después de que el deflector de dos coordenadas a una distancia correspondiente a la coincidencia del punto focal de la pupila de entrada del sistema telescópico y la zona entre los deflectores monocoordenada, la parada de apertura es colocada entre las lentes del sistema telescópico en el punto de coincidencia de sus focos, y la parada de campo se sitúa en el plano de la pupila de salida del sistema telescópico y en el punto de ubicación del anterior foco de la lente de colimación;
 20 caracterizado por el hecho de que:
 un divisor de haz de polarización interferencial (9) se sitúa a lo largo de la trayectoria al ojo entre la lente de colimación y el ojo;
 un compensador de ametropía varifocal que comprende un grupo varifocal de lentes (10,11) ajustable para compensar la ametropía ocular está situado detrás del divisor de haz de polarización interferencial entre la superficie sensible a la
 25 posición del fotodetector y el ojo en la trayectoria de la luz dispersada por la retina; y
 un controlador de acomodación ocular que comprende un grupo varifocal de lentes (16, 17) está situado delante del divisor de haz de polarización interferencial entre la superficie sensible a la posición del fotodetector y del ojo.
2. Dispositivo de medición según la reivindicación 1, donde se hace uso de una fuente de luz láser y/o infrarroja para producir el haz de evaluación.
3. Dispositivo de medición según las reivindicaciones 1 o 2, donde la fuente de luz que produce la barra de evaluación es un haz de evaluación de luz polarizada o láser que es dirigida por el divisor de haz de polarización interferencial y además pasa sólo luz no polarizada según es dispersada de vuelta desde la retina al fotodetector.
- 35 4. Dispositivo de medición según la reivindicación 3, que comprende además:
 un espejo de plegado del eje óptico (39) movable dentro y fuera de la trayectoria de la luz; y
 una placa de fijación de la mirada (20) con un modelo de prueba sobre el mismo, donde el espejo y la placa de fijación de la mirada están ópticamente acoplados con el fotodetector y están localizados entre el fotodetector y la lente del
 40 objetivo y donde el controlador de acomodación del ojo sirve para formar una imagen de modelo de prueba visible por el ojo a una distancia correspondiente a una acomodación variable seleccionada.
5. Dispositivo de medición según la reivindicación 3 o 4, que comprende además:
 45 una o más fuentes de puntos de luz (14) situada(s) delante del ojo a lo largo de la trayectoria del haz luminoso de evaluación;
 un espejo de plegado del eje óptico (13) movable dentro y fuera de la trayectoria del rayo láser de evaluación para medir las características estándares retinales y retirado de la misma antes de medir la refracción de aberración ocular;
 una unidad de calibración óptica que incluye un simulador corneal (34), un simulador vítreo (35) y un simulador retinal
 50 movable axialmente o fijo (36), donde el espejo se sitúa en la trayectoria del haz luminoso de evaluación entre la lente varifocal (11) y el ojo, este espejo enlaza ópticamente la trayectoria del haz de luz láser a la unidad de calibración óptica.
6. Dispositivo de medición según la reivindicación 5, donde el espejo de plegado del eje óptico (13) además comprende un revestimiento óptico que permite la transmisión selectiva de luz de manera que ésta no necesita ser quitada de la
 55 trayectoria del rayo láser de evaluación cuando se mide la refracción de aberración ocular.
7. Dispositivo de medición según cualquiera de las reivindicaciones 3 a 6, que comprende además:
 un canal de visión para la verificación de la alineación del dispositivo con el ojo que incluye:
 una o más fuentes de puntos de luz (14) situada(s) delante del ojo;
 60 un microscopio que tiene un objetivo que consiste en lentes (25, 27) y espejo (26), un divisor de haz (28), una placa con una rejilla de coordenada (29) y un grupo de lentes (30);

un fotodetector de televisión u optoelectrónico (32) que sirve para mostrar una imagen del ojo y producir una señal que permita la medición de las características oculares cuando el eje óptico del dispositivo de medición y el eje visual del ojo del paciente coinciden, el fotodetector de televisión u optoelectrónico ópticamente acoplado al microscopio por el divisor de haz (28); y
un espejo (12) con una abertura que alinea el eje óptico del microscopio con el eje óptico que comprende un canal de trazado de rayo (1-11) y el eje óptico que comprende la disposición fotoeléctrica para medir la aberración retinal (16-19).

5

10

8. Dispositivo de medición según la reivindicación 7, donde el canal produce una señal de permiso automática por medio de un circuito electrónico o un ordenador electrónicamente vinculado a dicho canal y contiene un programa que reconoce dicha señal de permiso automática y que dirige la medición de las características oculares directamente tras conseguir un criterio de alineación preestablecido o derivado según la señal de permiso.

15

9. Dispositivo de medición según las reivindicaciones 7 u 8, donde la fuente de punto de luz comprende fuentes de radiación de luz láser y/o infrarroja.

20

10. Dispositivo de medición según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9 donde el fotodetector es un fotodetector de cuadrantes, fotodetectores de matriz lineal colocados ortogonalmente, fotodetectores matriciales XY, o detector CCD.

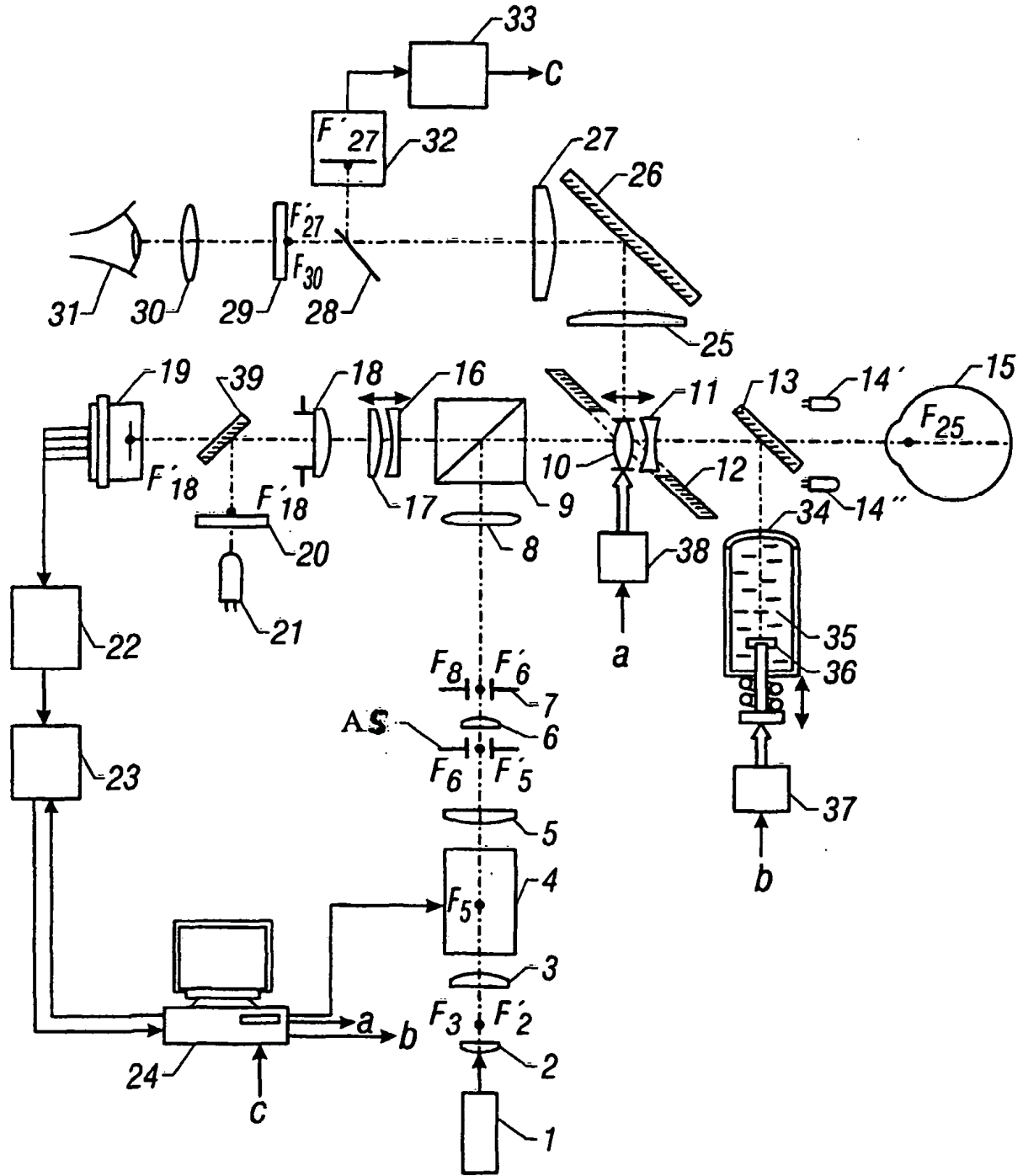


FIG. 1

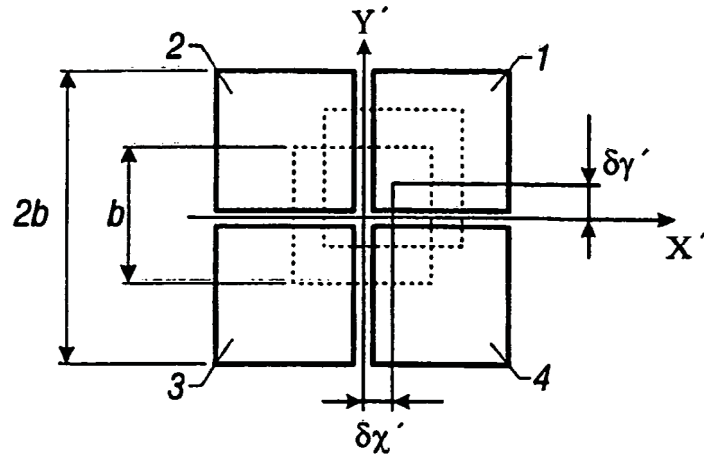


FIG. 2

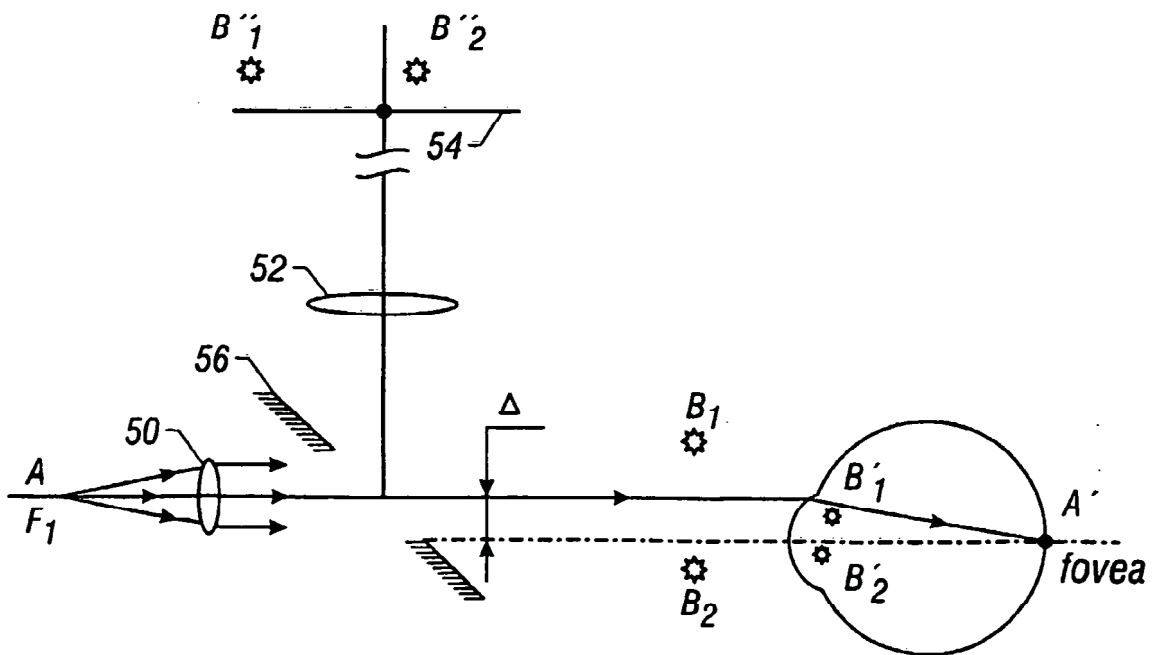


FIG. 3

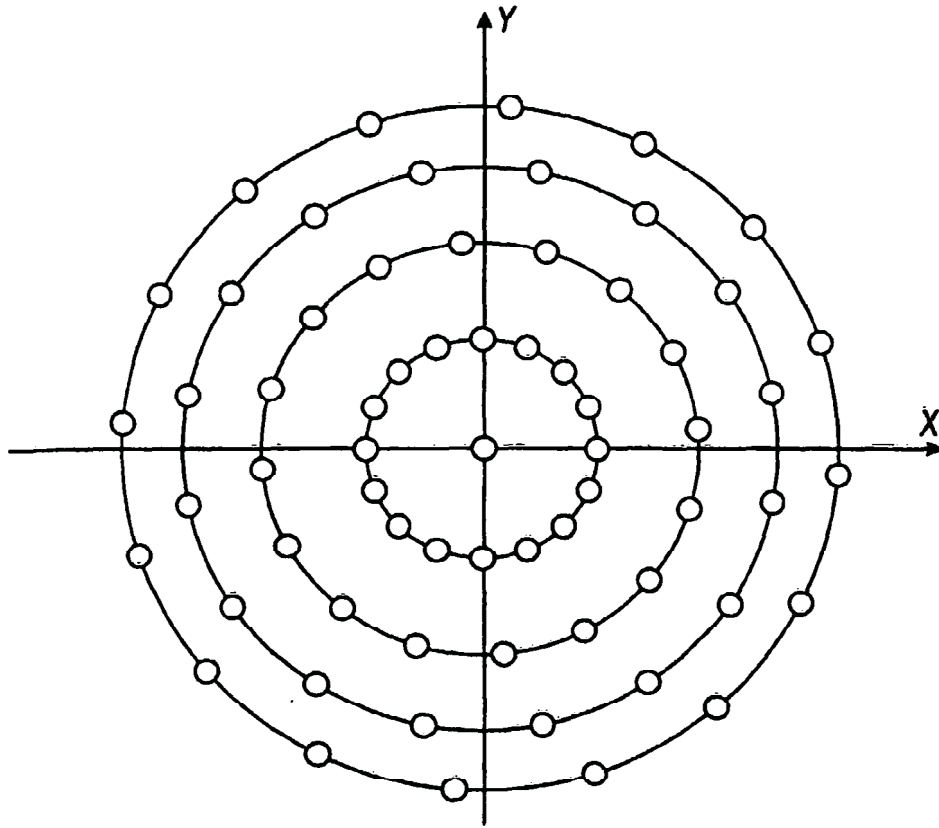


FIG. 4

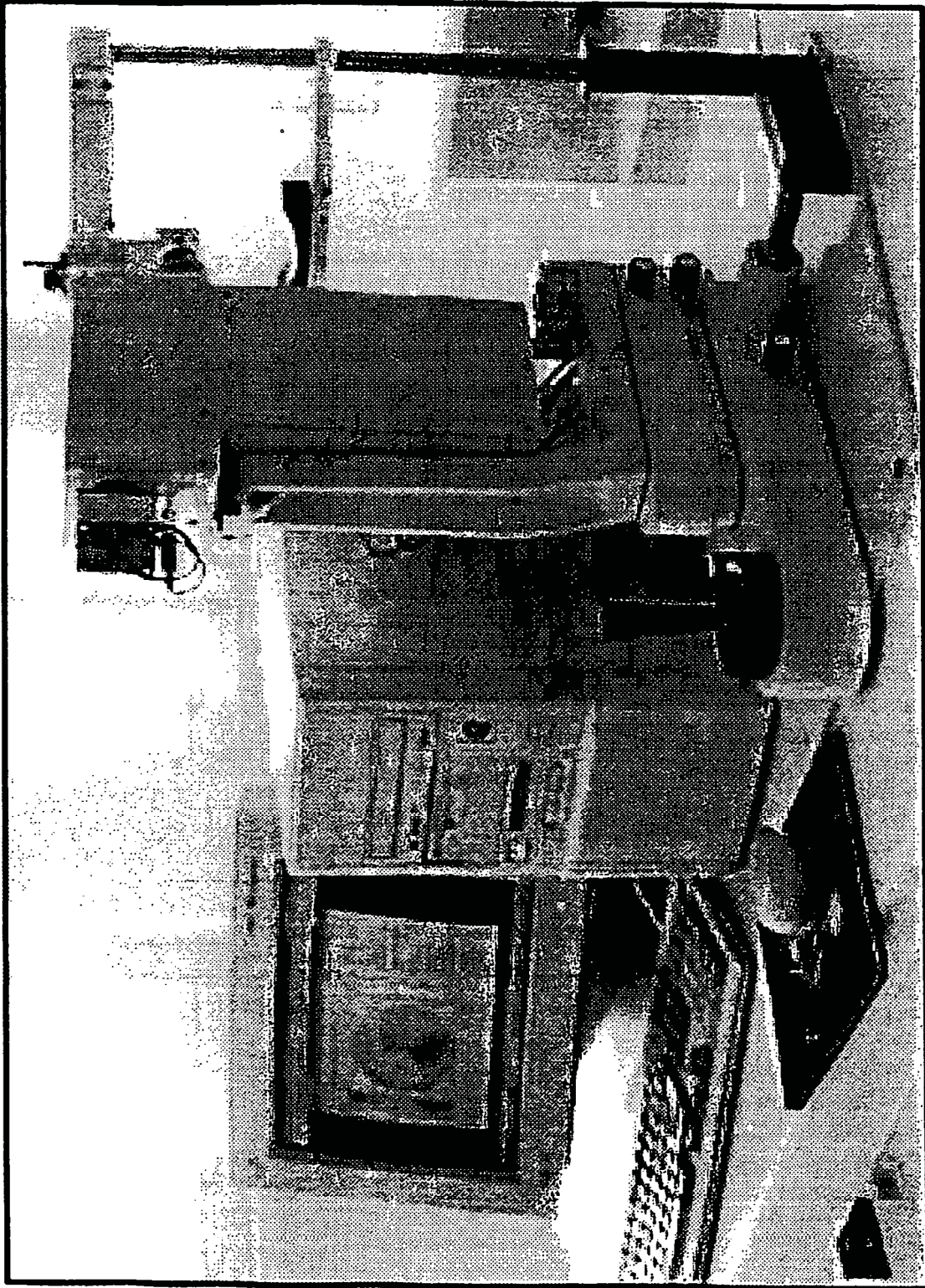


FIG. 5

Mapa de refracción

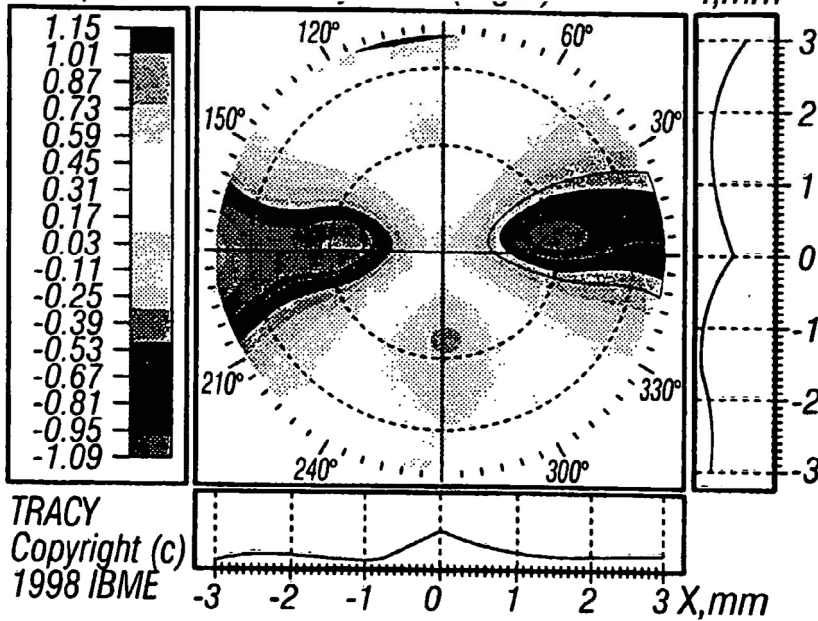
Nombre: IG.

Tipo de mapa: Estándar

dioptrías

Ojo: OD (Derecho):

Y,mm



Info de la prueba:

Fecha: 28 abril de 1998

Hora: 17:23

Diám. pupila: 6mm

Refracción, dioptrías:

Min: -1,09

Máx: 1,15

Media: 0,03

Punto seleccionado:

Coord. X: 0,02 mm

Coord. Y: 0,00 mm

Valor: 0,08 dioptrías

FIG. 6

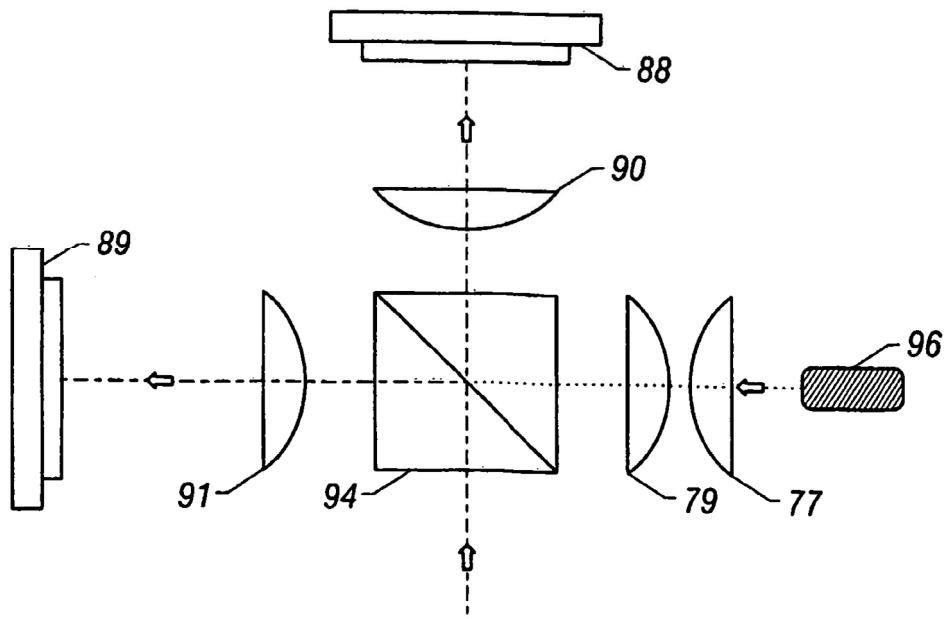


FIG. 7

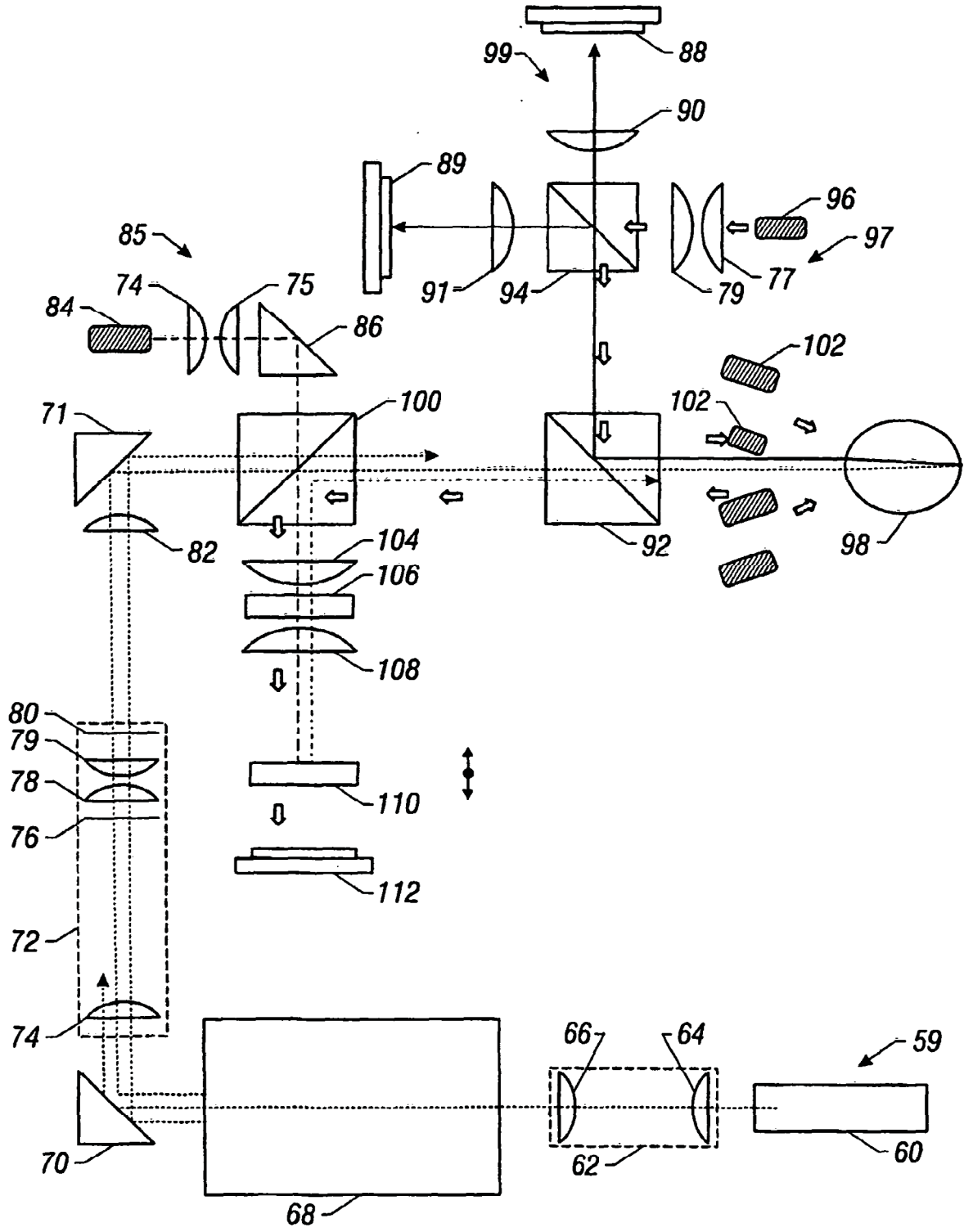


FIG. 8