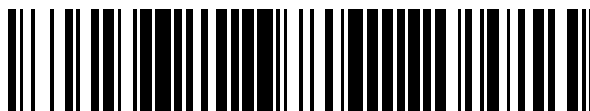


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 397 047**

51 Int. Cl.:

A61B 3/103 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.11.2009 E 09756113 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.12.2012 EP 2358262**

54 Título: **Aberrómetro con ajuste de potencia**

30 Prioridad:

19.11.2008 US 273720

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

04.03.2013

73 Titular/es:

**BAUSCH & LOMB INCORPORATED (100.0%)
One Bausch & Lomb Place
Rochester, NY 14604-2701, US**

72 Inventor/es:

**ALLRED, LLOYD, G.;
MCBETH, JEFFREY, B. y
EAGAN, BARRY**

74 Agente/Representante:

UNGRÍA LÓPEZ, Javier

ES 2 397 047 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 con ajuste de potencia

5 **Campo de la invención**

La presente invención se refiere a instrumentos oftalmológicos y, más particularmente, a aberrómetros que tienen un ajuste de potencia automatizado.

10 **Antecedentes**

La caracterización precisa de frentes de onda producidos por un ojo es deseable en el campo de la oftalmología para facilitar la corrección del sistema de formación de imágenes de un ojo a través de cirugía y/o fabricación de lentes correctoras.

15 Aunque se conocen diversos tipos de aparatos de medición de aberraciones (en lo sucesivo en este documento, "aberrómetros"), los aberrómetros de tipo Hartmann-Shack se usan ampliamente en aplicaciones oftálmicas comerciales. La figura 1 es una ilustración esquemática simplificada de un ejemplo de un aberrómetro de Hartmann Shack 100.

20 Durante el uso, un haz de luz procedente de una fuente de luz 110 en el aberrómetro es dirigido hacia la córnea C de un ojo E y sobre la retina R mediante el divisor del haz 120. La luz se refleja desde la retina y es proyectada a través de la córnea, y forma un frente de onda aberrante. El frente de onda aberrante vuelve a entrar en el aberrómetro, e incide sobre una serie de microlentillas 130. La luz forma una serie de manchas $d_{11} - d_{in}$ en el sensor 140. Las ubicaciones de las manchas con respecto a las ubicaciones que las manchas habrían ocupado en ausencia de aberraciones del frente de onda proporciona datos que se usan para caracterizar el frente de onda y, de este modo, detectar aberraciones. La figura 2 es una ilustración gráfica de valores de intensidad ejemplares en un área representativa del sensor 140 (incluyendo una pluralidad de manchas d_{ij}).

30 Una referencia trascendental en el campo de la detección de frentes de onda oftálmicos es el documento de Liang et al., "Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor", Journal of the Optical Society of America, Vol. 11, No. 7, págs. 1-9 (julio de 1994). Mejoras a la técnica de Liang et al., *id.*, se enseñan en el documento de Liang y Williams, "Aberrations and retinal image quality of the normal human eye", Journal of the Optical Society of America, Vol. 4, No. 11, págs. 2873-2883 (noviembre de 1997), y en el documento de Williams et al., Patente de Estados Unidos N° 5.777.719.

35 La publicación de la solicitud de patente de Estados Unidos N° 2003/0009156 A1, que se considera la técnica anterior más cercana a la presente invención, describe un aberrómetro adaptado para iluminar la retina de un sujeto a diferentes niveles de iluminación, para generar una imagen basada en la luz reflejada desde la retina y para determinar si ciertas manchas de prueba son utilizables o no en base a criterios tales como las intensidades de píxeles asociadas con una mancha de prueba.

40 La capacidad de medir de forma precisa aberraciones y usar la información de la medición en aplicaciones correctoras depende de la capacidad para determinar de forma precisa la ubicación de los centros de las manchas asociadas con cada microlentilla en una serie. Una incapacidad de detectar de forma precisa los centros de todas las manchas de la imagen frustra la caracterización de las aberraciones de la onda y posteriores procedimientos que dependen de esas caracterizaciones.

45 Típicamente, las coordenadas del centro c_x, c_y de una mancha de la imagen se calculan mediante cálculo del centroide (es decir, la suma de valores ponderados de la intensidad de la luz incidente $I(x_i, y_i)$ en puntos (x_i, y_i) sobre el sensor 140). Muchos factores pueden influir para frustrar una determinación exacta del centroide. Uno de dichos factores es la atenuación de la luz a medida que pasa a través de partes del ojo del paciente. La córnea y las lentes del ojo tienden a volverse cada vez más opacas con la edad. La luz también puede verse gravemente atenuada por la presencia de cataratas. La figura 3 ilustra una imagen ejemplar de salida del detector del aberrómetro para un ojo normal, mientras que la figura 4 ilustra una imagen ejemplar de salida del detector del aberrómetro para un ojo de un paciente con cataratas. Como resultado de la atenuación de la luz que pasa a través de la catarata, las manchas de la imagen en la región afectada son muy tenues y pueden ser apenas detectables o completamente indetectables. El resultado de dicha atenuación es que las coordenadas de centro de las manchas de la imagen correspondientes no pueden determinarse con la precisión deseada, produciendo mediciones insatisfactorias de aberración en los ojos de los pacientes afectados.

50 **Resumen**

65 Aspectos de la presente invención se refieren al ajuste y la selección automáticos de un nivel de luz apropiado en un aberrómetro en base a la calidad de los datos obtenidos a diferentes niveles de luz. Algunas realizaciones y algunas ventajas de esas realizaciones se resumen en este documento. Otras realizaciones y ventajas pueden no estar

descritas de forma explícita.

5 Un aspecto de la invención se refiere a un método que comprende establecer automáticamente un nivel de potencia de luz emitida por una fuente de luz; iluminar una retina de un paciente con la luz emitida por la fuente de luz; recibir, en un sensor, luz reflejada desde la retina del paciente; proporcionar una señal basada en la luz recibida; determinar si la señal cumple uno o más criterios de calidad de la señal; establecer automáticamente un segundo nivel de potencia de luz emitida por la fuente de luz; y volver a iluminar el ojo del paciente, recibir la luz reflejada, proporcionar la señal y determinar si la señal cumple los criterios de calidad de la señal. Las ventajas de este aspecto incluyen facilitar la recogida de datos ópticos a un nivel de potencia adecuado que se determina y establece automáticamente en lugar de manualmente.

15 En algunas realizaciones, el método comprende seleccionar una potencia de funcionamiento en base a los criterios de calidad de la señal. Las ventajas de estas realizaciones pueden incluir hacer una selección del nivel de potencia objetiva, sin la influencia subjetiva de un técnico humano, ayudando a garantizar que se obtiene una imagen adecuada del ojo de cada paciente.

20 En algunas realizaciones, el método comprende repetir las etapas de iluminar el ojo del paciente, recibir la luz reflejada, proporcionar la señal y determinar si la señal cumple los criterios de calidad de la señal hasta que la señal cumpla los uno o más criterios de calidad de la señal. Las ventajas de estas realizaciones pueden incluir un proceso de selección del nivel de potencia relativamente rápido y objetivo que se detiene cuando la calidad de la señal es adecuada.

25 De acuerdo con el aspecto de la invención mencionado anteriormente, el método comprende, además, identificar una pluralidad de niveles de pico de la señal en la señal; identificar un nivel de fondo de la señal; determinar un número de niveles de pico de la señal que superan el nivel de fondo de la señal en al menos un valor predeterminado; y determinar si el número no es inferior a un número predeterminado. Las ventajas de este aspecto incluyen un procesamiento relativamente rápido de la señal recibida, uno que puede permitir evaluar la calidad de la señal sin requerir un análisis completo de la señal recibida. Ventajas adicionales pueden incluir el aspecto de que la señal máxima con respecto al fondo es, en algunas aplicaciones, una medición particularmente útil y relevante de la calidad de la señal.

35 En algunas realizaciones, el método comprende determinar un número de niveles de pico de la señal que está entre un primer valor predeterminado y un segundo valor predeterminado. Las ventajas de estas realizaciones pueden incluir un procesamiento relativamente rápido de la señal recibida, uno que puede permitir evaluar la calidad de la señal sin requerir un análisis completo de la señal recibida. Ventajas adicionales pueden incluir permitir la selección de un intervalo preferido u óptimo de niveles de pico de la señal.

40 En algunas realizaciones, el método comprende identificar un nivel de fondo de la señal; determinar, para cada uno de la pluralidad de niveles de pico de la señal, una relación de señal con respecto a ruido; determinar un número de relaciones de señal con respecto a ruido que no son inferiores a un valor predeterminado. Las ventajas de estas realizaciones pueden incluir un procesamiento relativamente rápido de la señal recibida, uno que puede permitir evaluar la calidad de la señal sin requerir un análisis completo de la señal recibida. Las ventajas adicionales pueden incluir el aspecto de que la relación de señal con respecto a ruido es, en algunas aplicaciones, una medición particularmente útil y relevante de la calidad de la señal.

45 En algunas realizaciones, el sensor comprende una serie de elementos del sensor. El método comprende, además, recibir en la serie de elementos del sensor luz reflejada desde la retina del paciente a través de una serie de microlentillas y generar una señal indicativa de la potencia óptica recibida en cada uno de los elementos del sensor de la serie de elementos del sensor. Las ventajas de estas realizaciones pueden incluir las ventajas de usar técnicas asociadas con series de microlentillas para evaluar las propiedades ópticas del ojo del paciente.

50 En realizaciones adicionales, el método comprende determinar una pluralidad de posiciones centrales en la señal, correspondiendo cada posición central a una de las microlentillas en la serie de microlentillas; determinar una incertidumbre en la posición central para cada una de la pluralidad de posiciones centrales; determinar un número de posiciones centrales que tienen incertidumbres que no son superiores a un valor de incertidumbre predeterminado; y determinar si el número no es inferior a un número predeterminado. Las ventajas de estas realizaciones pueden incluir el aspecto de relacionar la calidad de la señal directamente con la precisión con la que puede determinarse el centro de cada pico, que en algunas aplicaciones puede ser un parámetro clave para obtener una medición útil de las propiedades ópticas del ojo del paciente.

60 En algunas realizaciones, el método comprende establecer una señal de control de la potencia de la fuente de luz. Las ventajas de estas realizaciones pueden incluir hacer la selección del nivel de potencia objetiva, sin la influencia subjetiva de un técnico humano, ayudar a garantizar que se obtiene una imagen adecuada del ojo de cada paciente. En otras realizaciones adicionales, el método comprende establecer la señal de control de la potencia de la fuente de luz mediante modulación por ancho de pulsos. Las ventajas de estas realizaciones pueden incluir el aspecto de que la modulación por ancho de pulsos es una manera sencilla y fiable de establecer la potencia de una fuente de

luz con una señal de control eléctrica.

5 En algunas realizaciones, el método comprende establecer la atenuación de un filtro en una trayectoria del haz de la luz emitida por la fuente de luz. Las ventajas de estas realizaciones pueden incluir el aspecto de que pueden proporcionarse filtros con gradación arbitraria para conseguir cualquier granularidad de control que se desee para una aplicación particular.

10 Otro aspecto de la invención se refiere a un aparato que comprende una fuente de luz adaptada para iluminar la retina de un paciente; un sensor adaptado para recibir luz reflejada desde la retina del paciente y para proporcionar una señal basada en la luz recibida; y un procesador acoplado al sensor. El procesador está adaptado para establecer un primer nivel de potencia de luz emitida por la fuente de luz; recibir la señal proporcionada por el sensor; procesar la señal para determinar si la señal cumple uno o más criterios de calidad de la señal; establecer un segundo nivel de potencia de luz emitida por la fuente de luz; y repetir la recepción de la señal y el procesamiento de la señal.

15 De acuerdo con este aspecto de la invención, el procesador está adaptado para establecer el segundo nivel de potencia en respuesta a la determinación de si la señal cumple uno o más criterios de la señal. En algunas realizaciones, el procesador está adaptado para volver a recibir la señal y procesar la señal hasta que la señal cumpla los uno o más criterios de calidad de la señal. En realizaciones adicionales, el procesador está adaptado para seleccionar una potencia de funcionamiento en base a los criterios de calidad de la señal. Las ventajas de estas realizaciones pueden incluir hacer una selección del nivel de potencia objetiva, sin la influencia subjetiva de un técnico humano, ayudando a garantizar que se obtiene una imagen adecuada del ojo de cada paciente.

20 De acuerdo con este aspecto de la invención, el procesador está adaptado, además, para identificar una pluralidad de niveles de pico de la señal en la señal; identificar un nivel de fondo de la señal; determinar un número de niveles de pico de la señal que superan el nivel de fondo de la señal en al menos un valor predeterminado; y determinar si el número no es inferior a un número predeterminado. Las ventajas de este aspecto incluyen un procesamiento relativamente rápido de la señal recibida, uno que puede permitir evaluar la calidad de la señal sin requerir el análisis completo de la señal recibida. Ventajas adicionales pueden incluir el aspecto de que el pico de la señal con respecto al fondo es, en algunas aplicaciones, una medición particularmente útil y relevante de la calidad de la señal.

25 En algunas realizaciones, el procesador está adaptado, además, para determinar un número de niveles de pico de la señal que está entre un primer valor predeterminado y un segundo valor predeterminado.

30 En algunas realizaciones, el aparato comprende, además, una serie de microlentillas y el sensor comprende una serie de elementos del sensor. El sensor está adaptado, además, para recibir la luz reflejada desde la retina del paciente a través de una serie de microlentillas, y la señal basada en la luz recibida es indicativa de la potencia óptica recibida en cada uno de los elementos del sensor de la serie de elementos del sensor. Las ventajas de estas realizaciones pueden incluir las ventajas de usar técnicas asociadas con series de microlentillas para evaluar las propiedades ópticas del ojo del paciente.

35 En realizaciones adicionales, el procesador está adaptado para determinar una pluralidad de posiciones centrales en la señal, correspondiendo cada posición central a una de las microlentillas en la serie de microlentillas; determinar una incertidumbre en la posición central para cada una de la pluralidad de posiciones centrales; determinar un número de posiciones centrales que tienen incertidumbres que no son superiores a un valor de incertidumbre predeterminado; y determinar si el número no es inferior a un número predeterminado. Las ventajas de estas realizaciones pueden incluir el aspecto de relacionar la calidad de la señal directamente con la precisión con la cual puede determinarse el centro de cada pico, que en algunas aplicaciones puede ser un parámetro clave para obtener una medición útil de las propiedades ópticas del ojo del paciente.

40 En algunas realizaciones, el procesador está adaptado para establecer una señal de control de la potencia de la fuente de luz. Las ventajas de estas realizaciones pueden incluir hacer la selección del nivel de potencia objetiva, sin la influencia subjetiva de un técnico humano, ayudando a garantizar que se obtiene una imagen adecuada del ojo de cada paciente. En realizaciones adicionales, el procesador está adaptado para establecer la señal de control de la potencia de la fuente de luz mediante modulación por ancho de pulsos. Las ventajas de estas realizaciones pueden incluir el aspecto de que esa modulación por ancho de pulsos es una manera sencilla y fiable de establecer la potencia de una fuente de luz con una señal de control eléctrica. En realizaciones adicionales, el procesador está adaptado para establecer la atenuación de un filtro en una trayectoria del haz de la luz emitida por la fuente de luz. Las ventajas de estas realizaciones pueden incluir el aspecto de que pueden proporcionarse filtros con gradación arbitraria para conseguir cualquier granularidad de control que se desee para una aplicación particular.

45 Otras realizaciones adicionales incluyen otras combinaciones de la funcionalidad y/o características de realizaciones particularmente descritas en este documento.

Breve descripción de los dibujos

Se describirán realizaciones ilustrativas no limitantes de la presente invención a modo de ejemplo en referencia a los dibujos adjuntos, en los que se usa el mismo número de referencia para designar componentes iguales o similares en diferentes figuras, y en los que:

- 5 La figura 1 es una ilustración esquemática simplificada de un aberrómetro de Hartmann Shack que proyecta luz sobre un ojo y que produce una pluralidad de manchas en un sensor;
- 10 La figura 2 es una ilustración esquemática de valores de intensidad ejemplares en un área representativa del sensor en el aberrómetro mostrado en la figura 1;
- La figura 3 es un ejemplo de salida del sensor obtenido iluminando un ojo normal con un aberrómetro;
- La figura 4 es un ejemplo de una salida del sensor obtenido iluminando el ojo de un paciente con cataratas con un aberrómetro;
- 15 La figura 5 es una ilustración esquemática simplificada de un aberrómetro de Hartmann Shack tal como se describe en este documento;
- La figura 6 es un diagrama de flujo de una realización de un método de acuerdo con la presente invención; y
- La figura 7 es un diagrama de flujo de una realización de un método de acuerdo con la presente invención.

Descripción detallada

Definiciones

Por conveniencia, antes de una descripción adicional de la invención, algunos términos empleados en la memoria descriptiva y en las reivindicaciones se recogen aquí.

Entre: Tal como se usa en las reivindicaciones, “determinar si X está entre A y B” incluye realizaciones en las que los valores extremos están incluidos así como realizaciones en las que los valores extremos están excluidos.

“No es inferior a” incluye realizaciones en las que la prueba es si $A > B$ así como realizaciones en las que la prueba es si $A \geq B$.

“No es superior a” incluye realizaciones en las que la prueba es si $A < B$ así como realizaciones en las que la prueba es si $A \leq B$.

35 “Nivel de pico de la señal” significa un nivel de la señal que representa un máximo local en una señal que describe una distribución de niveles de luz en el espacio, tal como una señal procedente de una serie de elementos del sensor. Por ejemplo, en realizaciones, una señal procedente de una serie de elementos del sensor (o de cualquier subconjunto de una serie de elementos del sensor) puede representarse como una colección de puntos o picos de señal locales (tal como la señal representada en la figura 3 que se describe adicionalmente a continuación). Un
40 “nivel de pico de la señal” es un valor de la señal que representa la fuerza de un dicho pico de señal local. En realizaciones, un nivel de pico de la señal puede ser la señal máxima local en un único elemento en una serie de elementos del sensor. En otras realizaciones, el nivel de pico de la señal puede ser una señal promediada o sumada espacialmente, de modo que el nivel de pico de la señal realmente contiene contribuciones de más de un elemento de la serie. Un nivel de pico de la señal es representativo de la fuerza de la señal en un pico local, no obstante
45 determinado o definido.

“Nivel de potencia” es la intensidad radiante (o cualquier otra medición de la potencia o intensidad de la luz) medida en la fuente de luz, en la salida del instrumento, o en cualquier punto a lo largo de la trayectoria de la luz.

50 Una “fila” de microlentillas o elementos del sensor significa cualquier línea de microlentillas en una serie de microlentillas o elementos del sensor, ya esté orientada como una fila o una columna.

Un “sensor” es cualquier detector óptico o serie de detectores ópticos (elementos del sensor) para producir una señal eléctrica (digital o analógica) indicativa de las propiedades de la luz incidente (por ejemplo, potencia óptica y/o
55 distribución espacial de la potencia óptica).

“Criterios de calidad de la señal” significa cualesquiera criterios mediante los cuales puede determinarse si una señal es adecuada o está optimizada; algunos ejemplos de criterios de calidad de la señal se describen con más especificidad a continuación.

Visión general de algunas realizaciones

Aspectos de la presente invención se refieren a métodos para establecer automáticamente un nivel de potencia de luz emitida por la fuente de luz de un aberrómetro y seleccionar un nivel de potencia adecuado para medir la aberración en el ojo de un paciente en base a la calidad de los datos recogidos por el aberrómetro. Cuando la
65 calidad de la señal de un aberrómetro está comprometida, por ejemplo por pérdidas de luz que se producen al pasar

a través de una catarata u otra región opacificada del ojo del paciente, aumentar la intensidad de la luz procedente de la fuente de luz del aberrómetro puede mejorar la calidad de la señal. El requerir a técnicos para ajustar de forma manual los niveles de luz, sin embargo, presenta problemas potenciales de seguridad y repetibilidad. Adicionalmente, un nivel de luz seleccionado para un paciente puede no ser apropiado para un paciente posterior. Además, el depender del juicio subjetivo de un técnico en cuanto al nivel de luz apropiado para cualquier paciente puede dar como resultado imágenes con datos inadecuados.

En realizaciones de la presente invención, el método comprende establecer automáticamente un nivel de potencia de luz emitida por la fuente de luz e iluminar la retina de un paciente con luz emitida por la fuente de luz. Por ejemplo, el nivel de luz puede establecerse automáticamente como resultado de que un procesador ejecute una instrucción, tal como se describe a continuación. La luz reflejada desde la retina es capturada en un sensor, se genera una señal basada en la luz recibida en el sensor. Esta señal es procesada para determinar si cumple uno o más criterios de calidad de la señal. Un nuevo nivel de potencia se establece automáticamente, y la retina se ilumina de nuevo. Se genera una señal al nuevo nivel de potencia, y esta nueva señal también es procesada para determinar si cumple los criterios de la señal.

Un aberrómetro de acuerdo con una realización de la presente invención se ilustra esquemáticamente en la figura 5. Tal como se ha descrito anteriormente en relación con la figura 1, la fuente de luz 110 emite una luz que es dirigida al interior del ojo del paciente por el divisor 120. La luz reflejada desde la retina del paciente R pasa a través del divisor 120 e incide sobre la serie de microlentillas 130, donde es enfocada en manchas en el sensor 140.

En realizaciones de la presente invención, el aberrómetro 100 también incluye un procesador 510. El procesador 510 puede incluir uno o más microprocesadores, unidades centrales de procesamiento (CPU), dispositivos de computación, microcontroladores, procesadores de señal digital, circuitos integrados específicos de aplicación o dispositivos similares, o cualquier combinación de los mismos. Típicamente, un procesador 510 recibirá instrucciones (por ejemplo, desde una memoria o dispositivo similar), y ejecutará esas instrucciones, realizando de este modo uno o más procesos definidos por esas instrucciones. En realizaciones de la presente invención, la acción del procesador 510 que ejecuta una instrucción establece automáticamente el nivel de potencia de la fuente de luz 110. El procesador 510 también recibe la señal procedente del sensor 140 y procesa esa señal para determinar si cumple criterios de calidad de la señal predefinidos.

En algunas realizaciones, las etapas de establecer un nivel de potencia, iluminar la retina del paciente, recibir la luz reflejada y procesar la señal se repiten, a niveles de potencia diferentes, hasta que se cumplan los criterios de calidad de la señal. Por ejemplo, el procesador puede estar programado para comenzar a un bajo nivel de potencia y aumentar el nivel de potencia gradualmente hasta que alcance un nivel de potencia en el cual se cumplen los criterios de calidad de la señal. Este nivel de potencia puede usarse a continuación para medir la aberración en las lentes del paciente. En realizaciones, el procesador está programado para establecer un nuevo nivel de potencia en respuesta a la determinación de que la señal no consigue cumplir los criterios de calidad de la señal.

El diagrama de flujo de la figura 6 ilustra un ejemplo de una realización de un método de acuerdo con la presente invención. En la etapa 610, el nivel de potencia de la fuente de luz es establecido, por ejemplo, por el procesador que ejecuta una instrucción y que proporciona una señal de control a la fuente de luz. En la etapa 620, se permite que la luz procedente de la fuente de luz ilumine la retina del paciente tal como se ilustra en la figura 5. En la etapa 630, la luz reflejada desde la retina del paciente es recibida en un sensor tal como el sensor 140. Tal como se ha indicado anteriormente, en el aberrómetro ilustrado en la figura 5, se permite que la luz pase a través de la serie de microlentillas 130 antes de ser recibida en el sensor 140, de modo que la luz recibida en el sensor 140 forma un patrón de manchas en el sensor. En la etapa 640, se proporciona una señal (por ejemplo, por el sensor 140 al procesador 510) basada en la luz recibida en el sensor.

En la etapa 650, la señal es procesada (tal como se describe adicionalmente a continuación) para determinar si la señal cumple algunos criterios de calidad de la señal predefinidos. En la realización ilustrada en la figura 6, si la señal cumple los criterios de calidad de la señal, el método está completo, y la medición de la aberración puede continuar al actual nivel de potencia de la fuente de luz. Si la señal no cumple los criterios de calidad de la señal, se establece un nuevo nivel de potencia (etapa 660) y las etapas de iluminar el ojo del paciente (620), recibir luz reflejada desde el ojo del paciente (630), proporcionar una señal en base a la luz recibida (640), y determinar si los criterios de calidad de la señal se cumplen (650) se repiten. En realizaciones estas etapas 660 y 620-650 pueden repetirse hasta que se descubra un nivel de potencia en el cual se cumplen los criterios de calidad de la señal. El nivel de potencia que cumple los criterios de calidad de la señal puede usarse a continuación para realizar la medición de la aberración.

En otras realizaciones más, el procesador está programado para avanzar gradualmente a través de una secuencia predeterminada de niveles de potencia, recibiendo y almacenando (por ejemplo, en una memoria volátil o en un disco duro) una señal a cada nivel de potencia en la secuencia. En dichas realizaciones, el procesador puede procesar los datos de la señal almacenados después de avanzar gradualmente a través de la secuencia de niveles de potencia, y seleccionar un nivel de potencia que cumpla los criterios de calidad de la señal. Este nivel de potencia puede usarse a continuación para medir la aberración en la lente del paciente.

Un ejemplo de dicha realización se ilustra en el diagrama de flujo de la figura 7. En la etapa 710, el nivel de potencia de la fuente de luz se establece como en la realización ilustrada en la figura 6. La retina del paciente se ilumina en la etapa 720. En la etapa 730, la luz reflejada desde la retina del paciente es recibida en el sensor. En la etapa 740, se obtiene una señal en base a la luz recibida en el sensor. Esta señal es almacenada por el procesador, por ejemplo en una memoria volátil o en un medio de almacenamiento tal como un disco duro.

En la realización ilustrada en la figura 7, al procesador se le ordena que avance gradualmente a través de una selección predeterminada de ajustes de nivel de potencia (por ejemplo, aumentando una cantidad fijada desde un ajuste mínimo a un ajuste máximo) y almacene los datos de señal para cada uno de estos ajustes del nivel de potencia. Por lo tanto, en la etapa 750, el procesador determina si se han recogido datos de señal para cada ajuste del nivel de potencia. Si no ha sido así, se establece un nuevo nivel de potencia (etapa 760), y las etapas de iluminar el ojo del paciente (720), recibir luz reflejada desde el ojo del paciente (730), y obtener y almacenar una señal en base a la luz recibida (740) se repiten.

Una vez que se ha recogido una señal para todos los niveles de potencia deseados, las señales almacenadas se procesan cada una (tal como se describe adicionalmente a continuación) para determinar si cada señal cumple los criterios de calidad de la señal predefinidos (etapa 770). En la etapa 780, se selecciona una potencia de funcionamiento a partir de los niveles de potencia cuyas señales cumplen los criterios de calidad de la señal. Por ejemplo, puede elegirse el nivel de potencia más bajo que produce una señal adecuada. El nivel de potencia seleccionado puede usarse a continuación para realizar la medición de la aberración.

Determinación de si los criterios de calidad de la señal se cumplen

Existen diversos criterios de calidad de la señal adecuados que pueden aplicarse para determinar si la señal es adecuada para la medición de la aberración. Cualquier método adecuado de análisis de los criterios de calidad de la señal puede emplearse con los sistemas y métodos de la presente invención.

Generalmente, la señal comprende un número de picos del nivel de luz correspondientes a las microlentillas 130, tal como se ilustra en las figuras 2, 3 y 4. Tal como se ha descrito anteriormente, donde la luz es atenuada por una catarata u otra opacidad en el ojo del paciente, los picos del nivel de luz pueden ser demasiado pequeños para la determinación adecuada de la posición central de los picos. Por otro lado, cuando el nivel de luz es demasiado alto, los elementos del sensor 140 pueden saturarse, lo que también introduce incertidumbre en la determinación de la posición central. Debido a la variación de la opacidad en las diferentes trayectorias de luz a través del ojo del paciente, la señal incluirá generalmente un número de picos con niveles de luz relativamente bajos y un número de picos con niveles de luz relativamente altos.

Por lo tanto, en algunas realizaciones, los criterios de calidad de la señal pueden definirse como un número de picos que tienen niveles altos que están en un intervalo aceptable, es decir, por encima de un umbral de nivel de luz mínimo y por debajo de un umbral de nivel de luz máximo. El umbral de nivel de luz mínimo puede ser, por ejemplo, el nivel de pico de luz más bajo que produce una determinación aceptable de la posición central del pico. El umbral de nivel de luz máximo puede ser, por ejemplo, un nivel de luz asociado con un elemento del sensor 140 saturado, o un nivel de luz ligeramente por debajo de aquel en el cual los elementos del sensor 140 se vuelven saturados.

En dichas realizaciones, el procesador analiza la señal para identificar una señal de pico correspondiente a cada microlentilla en la serie de microlentillas 130 (o, como alternativa, una señal de pico correspondiente a cada microlentilla en un subconjunto de las microlentillas en la serie, tal como una única fila o columna de microlentillas en la serie, o un conjunto de microlentillas correspondiente a una región de particular interés en el ojo del paciente), y cuenta el número de niveles de pico de la señal que superan un umbral de nivel de luz mínimo, que están por debajo de un umbral de nivel de luz máximo, o que están en un intervalo aceptable de niveles de la señal. Si ese número supera un número predeterminado, se determina que la señal cumple los criterios de calidad de la señal. Como alternativa, el procesador cuenta el número de niveles de pico de la señal que están fuera del intervalo aceptable de niveles de la señal, y determina que los criterios de calidad de la señal se cumplen si ese número es menor que un número predeterminado.

En otras realizaciones, el procesador puede contar un número de elementos individuales del sensor 140 que tienen valores de la señal que superan un umbral de nivel de luz mínimo, que están por debajo de un umbral de nivel de luz máximo, o que están en un intervalo aceptable de niveles de la señal. Si ese número supera un número predeterminado, se determina que la señal cumple los criterios de calidad de la señal. Como alternativa, el procesador cuenta el número de elementos individuales del sensor 140 que tienen niveles de la señal que están fuera del intervalo aceptable de niveles de la señal, y determina que los criterios de calidad de la señal se cumplen si ese número es menor que un número predeterminado.

En otras realizaciones, los criterios de calidad de la señal pueden definirse como un número de niveles de pico de la señal que superan un nivel de fondo de la señal en cierto valor predeterminado. En dichas realizaciones, el procesador analiza la señal procedente del sensor para determinar un nivel de fondo de la señal. El nivel de fondo de la señal puede ser, por ejemplo, el nivel de la señal en un punto que está a mitad de camino entre dos picos

consecutivos d_{mn} tal como se ilustra en la figura 2. Como alternativa, la señal de fondo puede ser un nivel de la señal promedio en una región de puntos que está entre picos consecutivos, o un nivel de la señal promedio en una pluralidad de dichos puntos o regiones.

5 Habiendo determinado un nivel de fondo de la señal, en realizaciones el procesador cuenta el número de niveles de pico de la señal que superan el nivel de fondo de la señal en un valor predeterminado. Si ese número no es inferior a un número predeterminado, se determina que la señal cumple los criterios de calidad de la señal. Como alternativa, el procesador cuenta el número de niveles de pico de la señal que no superan el nivel de fondo en el umbral predeterminado, y determina que los criterios de calidad de la señal se cumplen si ese número es menor que un
10 número predeterminado.

En otras realizaciones, una vez que se ha determinado el nivel de fondo, el procesador puede determinar una relación de señal con respecto a ruido - el nivel de pico de la señal dividido por el nivel de fondo - para cada nivel de pico de la señal. Como alternativa, la relación de señal con respecto a ruido puede determinarse para cada uno de
15 un subconjunto de los niveles de pico de la señal (tal como un subconjunto de niveles de pico de la señal correspondiente a una columna o fila de la serie de microlentillas o correspondiente a una referencia de particular interés en el ojo del paciente). El procesador cuenta el número de niveles de pico de la señal que tienen relaciones de señal con respecto a ruido que superan un umbral de señal con respecto a ruido predeterminado. Si ese número no es inferior a un número predeterminado, se determina que la señal cumple los criterios de calidad de la señal.
20 Como alternativa, el procesador cuenta el número de niveles de pico de la señal que tienen relaciones de señal con respecto a ruido que no superan un umbral de señal con respecto a ruido predeterminado, y determina que los criterios de calidad de la señal se cumplen si ese número es inferior a un número predeterminado.

En otras realizaciones más, los criterios de calidad de la señal pueden basarse en un análisis de un histograma de
25 los niveles de la señal, correspondiente a cada uno de los elementos del sensor individuales. A partir de la figura 3, que es una imagen de la salida del detector del aberrómetro para el ojo de un paciente normal, debe ser evidente que un gráfico de dicho histograma para dicha imagen debe presentar dos picos del histograma prominentes. Un primer pico del histograma que contiene valores de señal relativamente bajos corresponde a los elementos del sensor que registran niveles de fondo o niveles cercanos al fondo de la señal. Un segundo pico del histograma que
30 contiene puntos de un valor de la señal más alto corresponde a los puntos en la imagen de la salida del detector del aberrómetro. En contraste, en un histograma basado en la imagen de la figura 4 (la salida del detector del aberrómetro para el ojo de un paciente con cataratas), el pico del histograma que contiene elementos de la señal más altos será más pequeño, dado que hay menos puntos de señal altos en esa imagen. A medida que el nivel de potencia de la fuente de luz 110 aumenta, más puntos aparecerán en la región central de la imagen del ojo del
35 paciente con cataratas y, por consiguiente, el pico del histograma que contiene elementos de la señal más altos crecerá. Por lo tanto, en realizaciones, los criterios de nivel de la señal pueden ser un número mínimo predeterminado de niveles de la señal en la salida del elemento detector que están en el segundo pico del histograma. El procesador determina que los criterios de calidad de la señal se cumplen si el número de los niveles de la señal que están en el segundo pico del histograma supera el valor mínimo predeterminado.

40 En otras realizaciones, los criterios de calidad de la señal pueden basarse en una transformada de Fourier espacial de la señal procedente del sensor 140. La transformada de Fourier de la señal puede ser una transformada de Fourier bidimensional de toda la señal o una parte de la señal. Como alternativa, puede ser una transformada de Fourier unidimensional de toda la señal o una parte de la señal, tal como la señal correspondiente a una única fila de
45 elementos del sensor. Para una señal adecuada como la de la figura 3, la transformada de Fourier de la señal estará dominada por la frecuencia espacial correspondiente a la separación entre los puntos (y múltiplos enteros de esa frecuencia). Para una señal como la de la figura 4, que está comprometida por la opacificación en el ojo del paciente, el descenso de los niveles de la señal en el centro de la imagen disminuye la relación de señal con respecto a ruido en la transformada de Fourier. En una realización en la que los criterios de calidad de la señal se basan en la
50 transformada de Fourier, el procesador puede determinar que la calidad de la señal es adecuada determinando si una relación de señal con respecto a ruido de la transformada de Fourier supera cierto umbral predefinido. La relación de señal con respecto a ruido puede determinarse en todo el espectro, en algún subconjunto o tramo del espectro, o en una única frecuencia o conjunto de frecuencias. En realizaciones, la transformada de Fourier se filtra antes de que se determine la relación de señal con respecto a ruido. Por ejemplo, la transformada de Fourier puede
55 filtrarse para eliminar el componente de CC y/o componente de frecuencia extremadamente bajos.

En otras realizaciones, los criterios de calidad de la señal pueden basarse en un análisis de las posiciones centrales de los picos (puntos) en la imagen de la salida del detector del aberrómetro según lo determinado mediante análisis del centroide o cualquier otra técnica usada con aberrómetros de Hartmann-Shack. En dichas realizaciones, el
60 procesador determina las posiciones centrales de al menos un subconjunto de los picos (puntos), por ejemplo mediante análisis del centroide, un algoritmo de ajuste de curvas, u otras técnicas adecuadas. Un algoritmo empleado para determinar la posición central de un pico puede devolver, en algunas realizaciones, una incertidumbre en la posición central (incluyendo una incertidumbre en la dimensión x, en la dimensión y, o en ambas) que es una medición de la precisión con la cual se determina la posición central. En dichas realizaciones,
65 el procesador puede contar el número de picos que tienen posiciones que se determinan con una incertidumbre menor que una incertidumbre aceptable máxima predefinida. Si ese número supera un número predeterminado, se

determina que la señal cumple los criterios de calidad de la señal. Como alternativa, el procesador cuenta el número de picos que tienen posiciones que se determinan con una incertidumbre mayor que una incertidumbre aceptable máxima predefinida, y determina que los criterios de calidad de la señal se cumplen si ese número es menor que un número predeterminado.

5 En otras realizaciones adicionales, cuando se analizan datos comprometidos tales como los de la figura 4, el algoritmo usado para determinar las posiciones centrales simplemente puede no conseguir converger en cualquier posición central en absoluto para puntos en la región de señal baja de la imagen. El algoritmo puede devolver un valor sin sentido o un error que indica que el algoritmo no consiguió encontrar una posición central. En dichas realizaciones, el procesador puede determinar si los criterios de detección de la señal se cumplen contando un número de posiciones centrales devueltas con éxito por los algoritmos para encontrar posiciones centrales. En dichas realizaciones, los criterios de selección se cumplen cuando el número de posiciones centrales determinadas con éxito supera un umbral predefinido.

15 Establecimiento del nivel de potencia.

Tal como se ha indicado anteriormente, el procesador 510 establece un nivel de potencia de la fuente de luz del aberrómetro 110, por ejemplo en las etapas 610 y las etapas 660 de la figura 6 o las etapas 710 y 760 de la figura 7. Cualquier técnica adecuada para establecer automáticamente el nivel de potencia de la fuente de luz del aberrómetro puede emplearse con los sistemas y métodos de la presente invención. En particular, realizaciones de la invención incluyen cualquier combinación de una técnica para establecer automáticamente el nivel de potencia (incluyendo, aunque sin limitarse a, las que se describen a continuación) con una técnica para recoger y procesar una señal que representa la luz reflejada desde el ojo del paciente para determinar si la señal cumple criterios de calidad de la señal (incluyendo, aunque sin limitarse a, los que se han descrito anteriormente).

25 En realizaciones, el nivel de potencia de la fuente de luz se establece estableciendo una señal de control de la potencia que controla la fuente de luz. Generalmente, la señal de control de la potencia puede ser una corriente o voltaje que puede ser establecido por una señal controlada por el procesador 510. Puede usarse cualquier técnica para controlar una fuente de luz mediante una corriente o voltaje. Por ejemplo, si la fuente de luz es un láser de diodo, su potencia de salida puede controlarse estableciendo su corriente de funcionamiento. Si la fuente de luz es una lámpara, su potencia puede controlarse estableciendo un voltaje de descarga. En realizaciones en las que la fuente de luz es un láser accionado por una fuente de bombeo, el establecimiento del nivel de potencia de la fuente de luz puede conseguirse estableciendo el nivel de potencia de la bomba. En otras realizaciones más, la fuente de luz puede ser un LED superluminiscente (SLED), cuya potencia está controlada por un voltaje de control o corriente de control aplicada.

40 En realizaciones, la fuente de luz es un láser pulsado y el establecimiento del nivel de potencia de la luz se consigue mediante modulación por ancho de pulsos. En dichas realizaciones, el procesador controla un ancho de pulso de una señal de control que se usa para accionar la fuente de luz. En la modulación por ancho de pulsos, la potencia de salida de la fuente de luz aumenta de forma efectiva aumentando el ciclo de trabajo - el porcentaje de la duración de un pulso para el cual la fuente de luz está encendida - de una fuente de luz pulsada. En realizaciones que usan modulación por ancho de pulsos, la potencia de salida del pico puede ser constante mientras que la potencia de salida promedio varía con el ancho del pulso.

45 En realizaciones, el nivel de potencia de la fuente de luz puede establecerse incluyendo un filtro variable controlable electrónicamente en la trayectoria del haz. Dicho filtro variable puede incluir un filtro que tiene una densidad óptica variable (variable de forma continua o por etapas). Como alternativa, el filtro puede comprender un rotador de polarización seguido por un polarizador. En otras realizaciones, un dispositivo tal como un eliminador de ruido u otro modulador de la amplitud con un nivel de salida que puede establecerse electrónicamente puede emplearse en cualquier lugar en la trayectoria del haz para establecer el nivel de potencia de la fuente de luz. Adicionalmente, para protegerlo contra el establecimiento del nivel de potencia lo suficientemente alto como para poner en peligro al paciente, el procesador puede estar programado para no superar un ajuste del nivel de potencia máximo. En algunas realizaciones, la propia fuente de luz está diseñada con un potencia de salida máxima lo suficientemente baja para que un paciente no corra el riesgo de lesión incluso a esa potencia de salida máxima.

55 Habiendo descrito de este modo los conceptos de la invención y una serie de realizaciones ejemplares, será evidente para los especialistas en la técnica que la invención puede implementarse de diversas maneras, y que modificaciones y mejoras se les ocurrirán fácilmente a dichos especialistas. Por lo tanto, las realizaciones no pretenden ser limitantes y se presentan a modo de ejemplo solamente. La invención está limitada solamente según lo requerido por las siguientes reivindicaciones.

60

REIVINDICACIONES

1. Un método que comprende:

5 establecer automáticamente un primer nivel de potencia de luz emitida por una fuente de luz;

iluminar una retina de un paciente con la luz emitida por la fuente de luz;
 recibir, en un sensor, luz reflejada desde la retina del paciente;
 proporcionar una señal basada en la luz recibida;

10 determinar si la señal cumple uno o más criterios de calidad de la señal:
 establecer automáticamente un segundo nivel de potencia de luz emitida por la fuente de luz; y
 repetir la iluminación, recepción, provisión y determinación,
 en el que determinar si la señal cumple uno o más criterios de calidad de la señal comprende:

15 identificar una pluralidad de niveles de pico de la señal en la señal;
 identificar un nivel de fondo de la señal;
 determinar un número de niveles de pico de la señal que superan el nivel de fondo de la señal en al menos
 un primer valor predeterminado; y
 20 determinar si el número no es inferior a un número predeterminado.

2. El método de la reivindicación 1, en el que repetir comprende, además, repetir hasta que la señal cumpla los uno
 o más criterios de calidad de la señal.

3. El método de la reivindicación 1, en el que

25 la etapa de determinar un número de niveles de pico de la señal comprende determinar un número de niveles de
 pico de la señal que están entre el primer valor predeterminado y un segundo valor predeterminado.

4. El método de la reivindicación 1, en el que determinar si la señal cumple uno o más criterios de calidad de la señal
 30 comprende además:

determinar, para cada uno de la pluralidad de niveles de pico de la señal, una relación de señal con respecto a
 ruido;
 35 determinar un número de relaciones de señal con respecto a ruido que no son inferiores a un valor
 predeterminado.

5. El método de la reivindicación 1, en el que:

40 el sensor comprende, además, una serie de elementos del sensor;
 recibir comprende, además, recibir en la serie de elementos del sensor luz reflejada desde la retina del paciente
 a través de una serie de microlentillas; y
 proporcionar la señal comprende, además, una señal indicativa de la potencia óptica recibida en cada uno de
 los elementos del sensor de la serie de elementos del sensor.

45 6. El método de la reivindicación 5, en el que determinar si la señal cumple uno o más criterios de calidad de la señal
 comprende además:

determinar una pluralidad de posiciones centrales en la señal, correspondiendo cada posición central a una de
 las microlentillas en la serie de microlentillas;
 50 determinar una incertidumbre en la posición central para cada una de la pluralidad de posiciones centrales;
 determinar un número de posiciones centrales que tienen incertidumbres que no son superiores a un valor de
 incertidumbre predeterminado; y
 determinar si el número no es inferior a un número predeterminado.

55 7. El método de la reivindicación 1, en el que establecer el nivel de potencia de la luz emitida por la fuente de luz
 comprende establecer una señal de control de la potencia de la fuente de luz.

8. El método de la reivindicación 7, en el que establecer la señal de control de la potencia de la fuente de luz
 60 comprende establecer la señal de control de la potencia de la fuente de luz mediante modulación por ancho de
 pulsos.

9. El método de la reivindicación 1, en el que establecer el nivel de potencia de la luz emitida por la fuente de luz
 comprende establecer la atenuación de un filtro en una trayectoria del haz de la luz emitida por la fuente de luz.

65 10. El método de la reivindicación 1, que comprende además:

seleccionar una potencia de funcionamiento en base a los criterios de calidad de la señal.

11. Un aparato que comprende:

5 una fuente de luz adaptada para iluminar la retina de un paciente;
un sensor adaptado para recibir luz reflejada desde la retina del paciente y para proporcionar una señal basada en la luz recibida; y
un procesador acoplado al sensor y adaptado para:

10 establecer un primer nivel de potencia de luz emitida por la fuente de luz;
recibir la señal proporcionada por el sensor;
procesar la señal para determinar si la señal cumple uno o más criterios de calidad de la señal;
establecer un segundo nivel de potencia de luz emitida por la fuente de luz en respuesta a la determinación de si la señal cumple uno o más criterios de la señal; y
15 repetir la recepción de la señal y el procesamiento de la señal,

en el que el procesador está adaptado, además, para
identificar una pluralidad de niveles de pico de la señal en la señal
identificar un nivel de fondo de la señal;
20 determinar un número de niveles de pico de la señal que superan el nivel de fondo de la señal en al menos un primer valor predeterminado; y
determinar si el número no es inferior a un número predeterminado.

12. El aparato de la reivindicación 11, en el que el procesador está adaptado, además, para repetir la recepción de la señal y el procesamiento de la señal hasta que la señal cumpla los uno o más criterios de calidad de la señal.

13. El aparato de la reivindicación 11, en el que

30 la adaptación del procesador para determinar un número de niveles de pico de la señal comprende que el procesador está adaptado para determinar un número de niveles de pico de la señal que están entre el primer valor predeterminado y un segundo valor predeterminado.

14. El aparato de la reivindicación 11, que comprende, además, una serie de microlentillas, en el que:

35 el sensor comprende una serie de elementos del sensor;
el sensor está adaptado, además, para recibir la luz reflejada desde la retina del paciente a través de la serie de microlentillas; y
la señal basada en la luz recibida es indicativa de la potencia óptica recibida en cada uno de los elementos del sensor de la serie de elementos del sensor.

40 15. El aparato de la reivindicación 14, en el que el procesador está adaptado, además, para:

determinar una pluralidad de posiciones centrales en la señal, correspondiendo cada posición central a una de las microlentillas en la serie de microlentillas;
45 determinar una incertidumbre en la posición central para cada una de la pluralidad de posiciones centrales;
determinar un número de posiciones centrales que tienen incertidumbres que no son superiores a un valor de incertidumbre predeterminado; y
determinar si el número no es inferior a un número predeterminado.

50 16. El aparato de la reivindicación 11, en el que el procesador está adaptado, además, para establecer una señal de control de la potencia de la fuente de luz.

17. El aparato de la reivindicación 16, en el que el procesador está adaptado, además, para establecer la señal de control de la potencia de la fuente de luz mediante modulación por ancho de pulsos.

55 18. El aparato de la reivindicación 11, en el que el procesador está adaptado, además, para establecer la atenuación de un filtro en una trayectoria del haz de la luz emitida por la fuente de luz.

60 19. El aparato de la reivindicación 11, en el que el procesador está adaptado, además, para seleccionar una potencia de funcionamiento en base a los criterios de calidad de la señal.

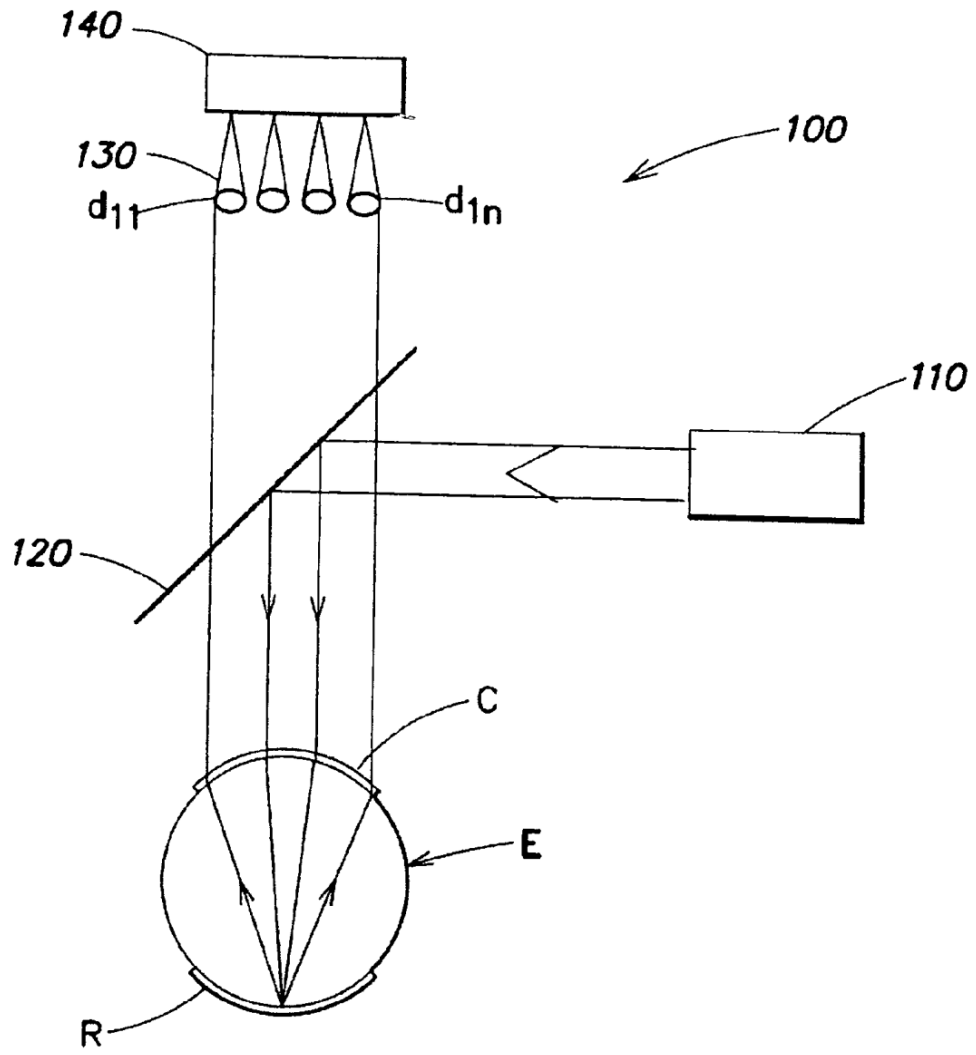


FIG. 1

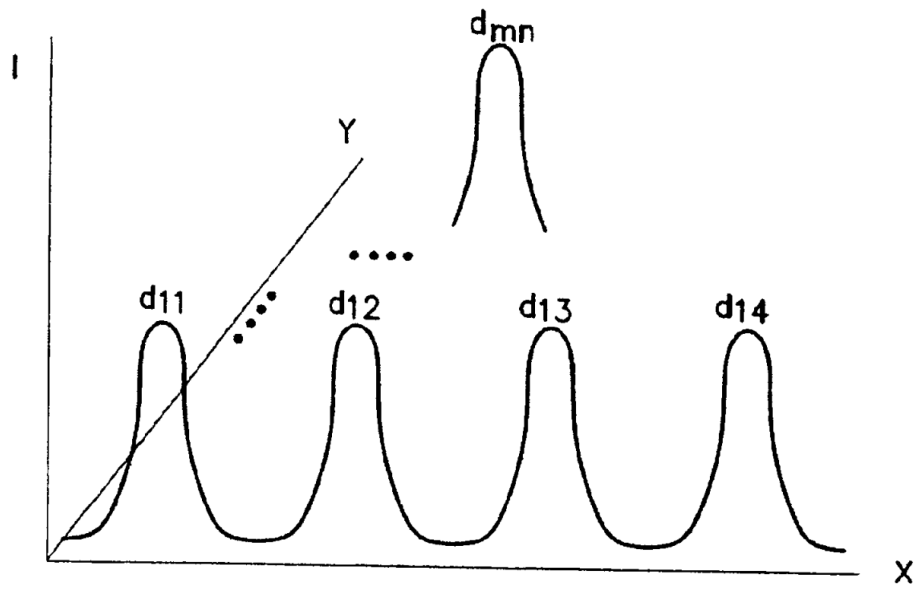


FIG. 2

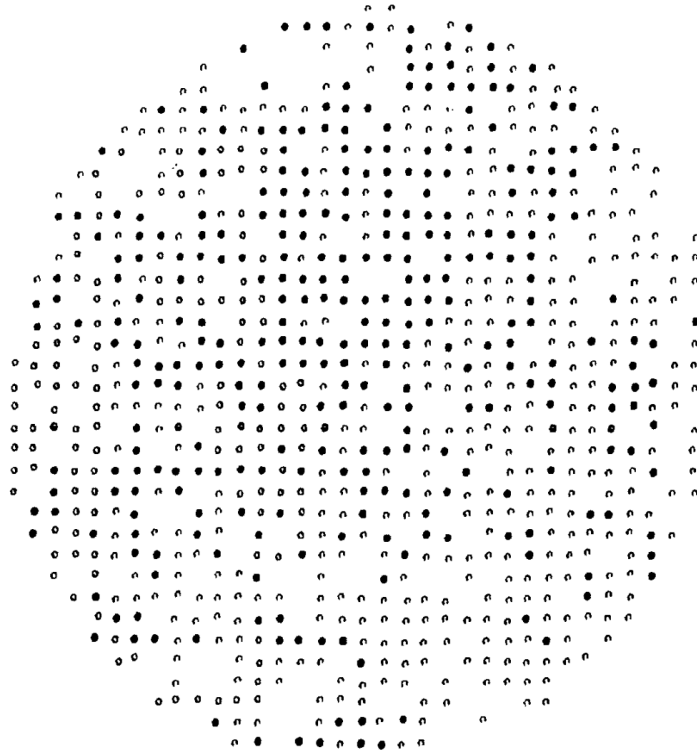


FIG. 3

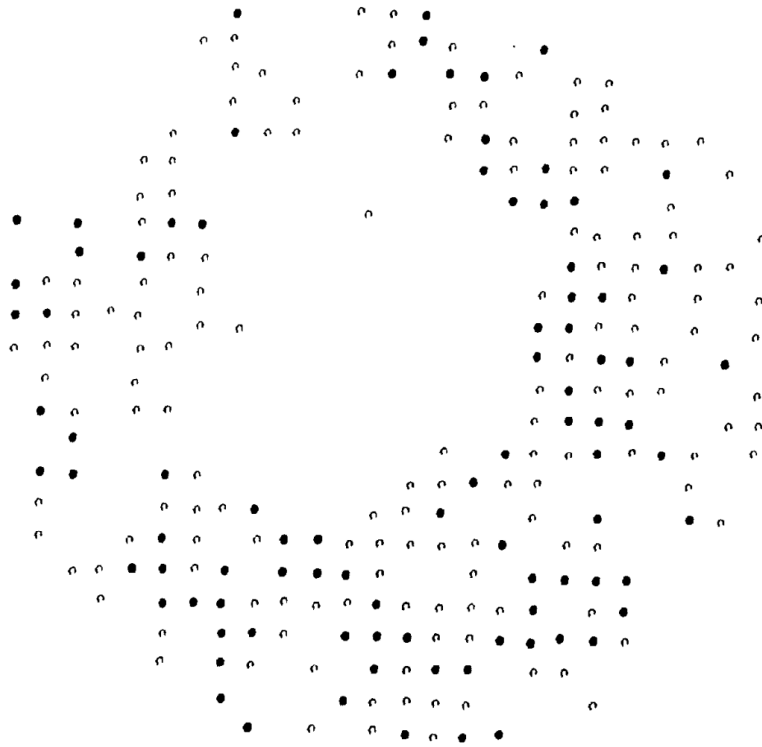


FIG. 4

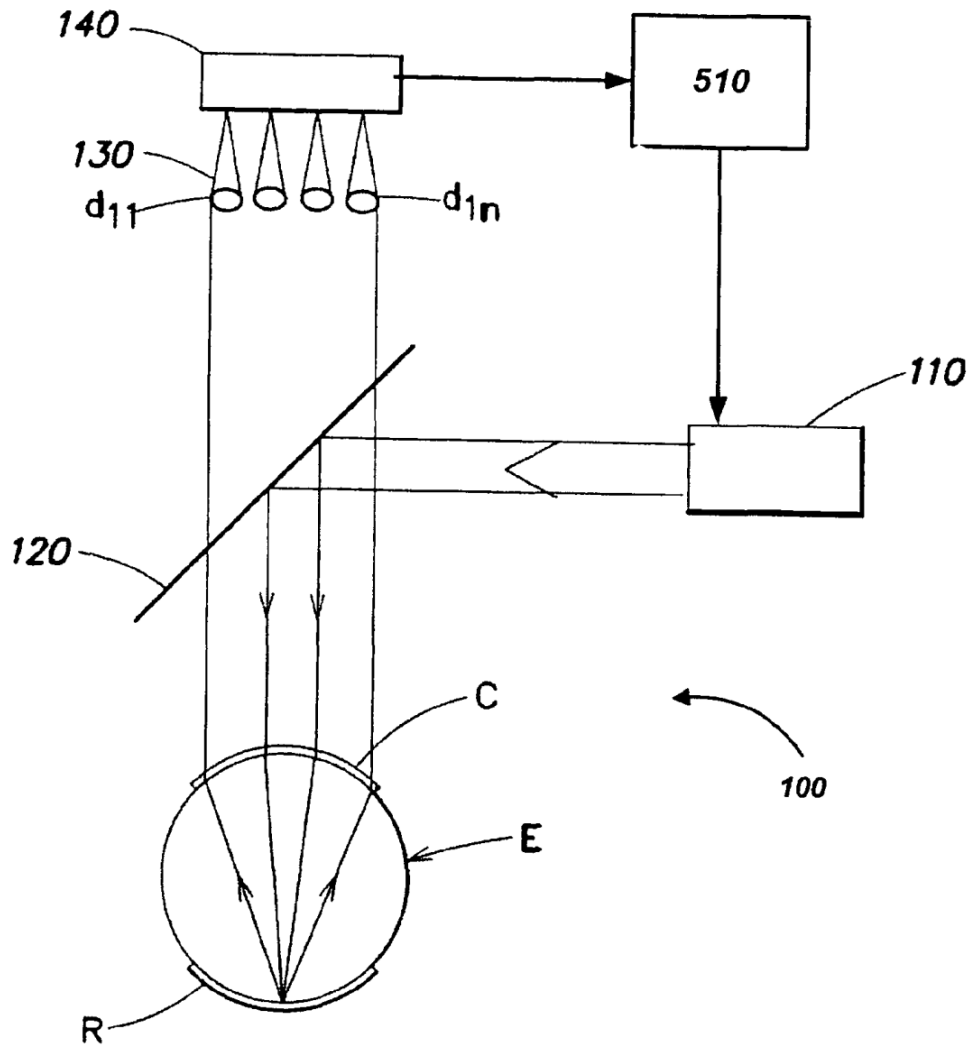


FIG. 5

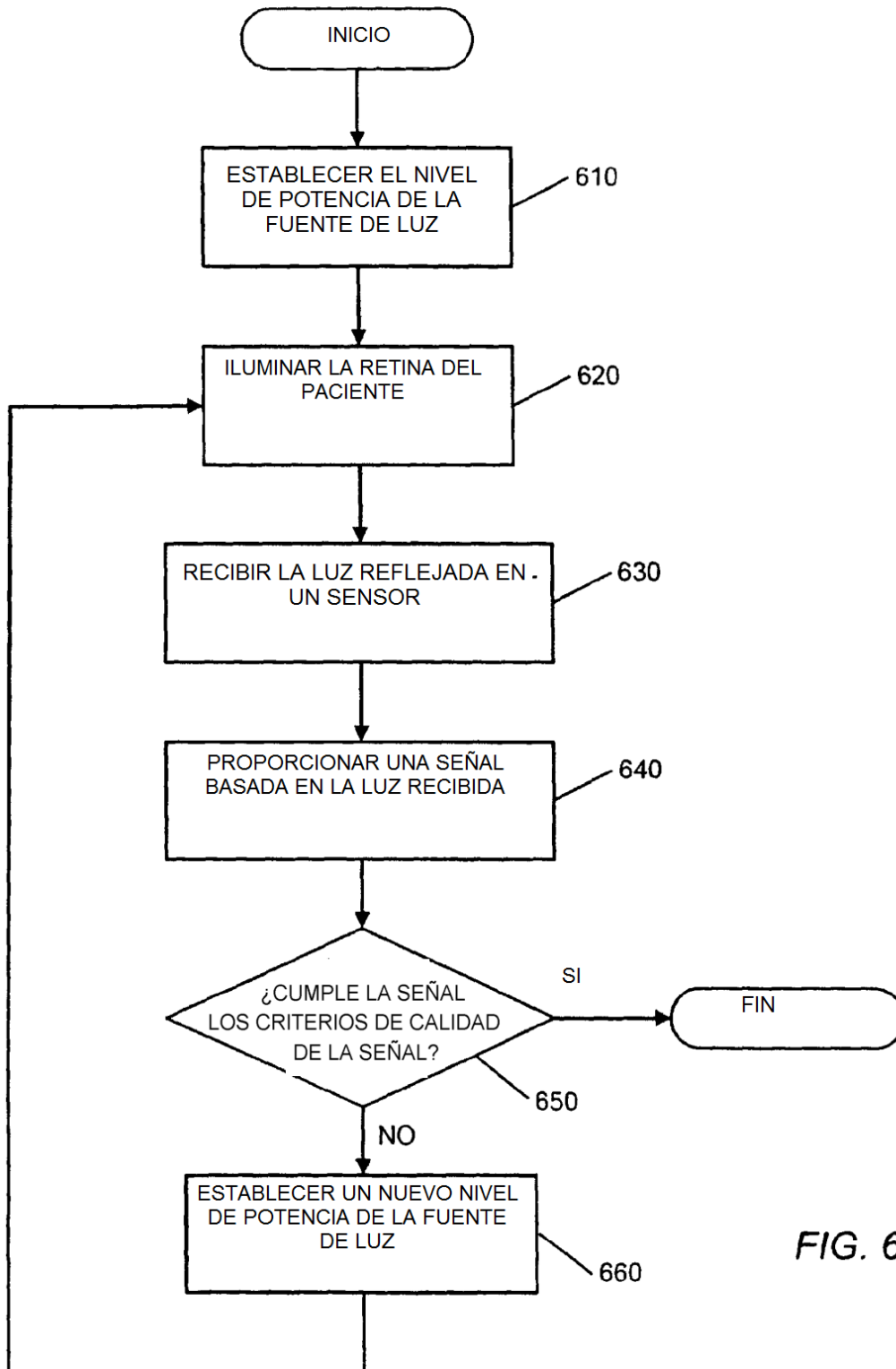


FIG. 6

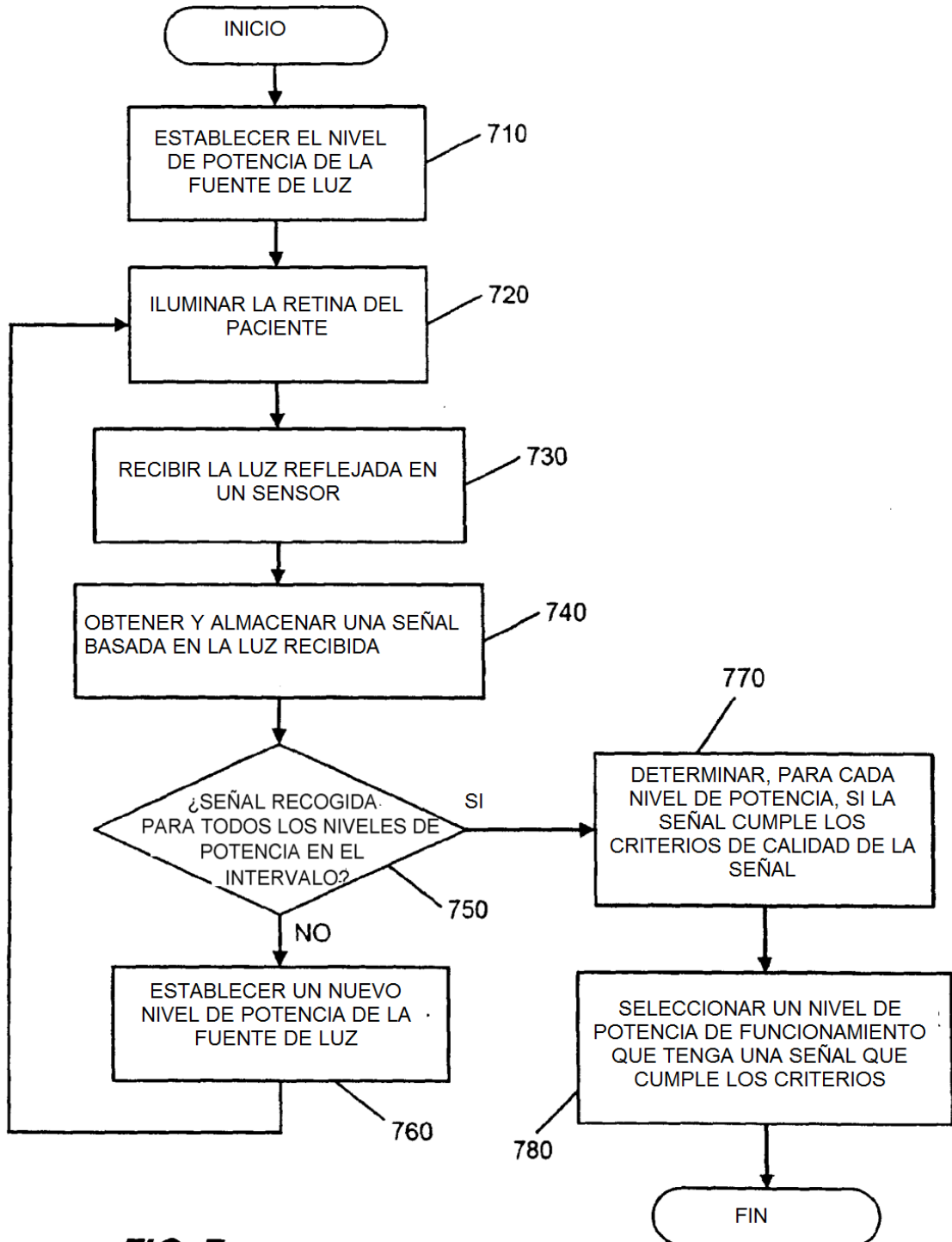


FIG. 7