

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 745 501**

51 Int. Cl.:

**H04N 7/18** (2006.01)

**A61B 3/103** (2006.01)

**G06K 9/46** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **17.02.2012 PCT/US2012/025665**

87 Fecha y número de publicación internacional: **23.08.2012 WO12112901**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.02.2012 E 12747420 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.06.2019 EP 2676441**

54 Título: **Dispositivo de proyección ocular de fotorrefracciones**

30 Prioridad:

**17.02.2011 US 201161443871 P**

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

**02.03.2020**

73 Titular/es:

**WELCH ALLYN, INC. (100.0%)  
4341 State Street Road  
Skaneateles Falls, NY 13153-0220, US**

72 Inventor/es:

**MOWREY, RICHARD, ALLEN;  
RIVERS, MARTIN, EDSON y  
MUNGER, REJEAN, JOSEPH, YVON, BRUNO**

74 Agente/Representante:

**UNGRÍA LÓPEZ, Javier**

ES 2 745 501 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 de proyección ocular de fotorrefracciones

**5 Referencia cruzada a solicitudes relacionadas**

**Campo técnico**

10 La presente invención se refiere en general al campo del examen ocular. Más particularmente, la presente invención está dirigida a un dispositivo de proyección ocular de fotorrefracciones que emplea nuevos métodos de detección de pupilas y análisis de errores de refracción para evaluar la visión y los trastornos correspondientes asociados con el sistema ocular humano.

**Antecedentes**

15 La función básica de un dispositivo fotorrefractivo es recoger y analizar las respuestas oculares a los estímulos de luz. La luz desde una fuente externa ingresa al ojo a través de la pupila y se enfoca para crear un pequeño punto iluminado en la retina. Parte de la luz de este punto retiniano se devuelve del ojo a través de la pupila después de la interacción con diferentes capas de la retina. El patrón de luz que sale de la pupila está determinado por la óptica del  
20 ojo y está dominado por el error de refracción del examinado (errores de enfoque del ojo).

A diferencia de la fotografía del fondo, donde una amplia zona de la retina se ilumina y una cámara está enfocada en la retina a los detalles de imagen de su anatomía, la fotorrefracción no toma directamente la imagen de la retina o cualquier otra estructura en el segmento posterior del ojo. En la fotorrefracción, las imágenes se obtienen al enfocarse en la pupila para obtener el patrón de luz que sale de la pupila, es decir, las imágenes se analizan en el  
25 plano de la pupila.

En los métodos conocidos anteriores de fotorrefracción, típicamente se utiliza una única iluminación excéntrica (es decir, luces dispuestas fuera de una abertura de la lente de un sistema de proyección ocular). Este enfoque tiene limitaciones y a menudo puede dar lugar a determinaciones de errores de refracción que son inexactos o ambiguos, particularmente porque los ojos con diferentes errores de refracción pueden tener respuestas similares bajo una iluminación dada. La fotorrefracción clásica que usa solo iluminación excéntrica genera un reflejo "en forma de media luna" en el plano de la pupila, cuyos bordes y dominios deben determinarse para correlacionar la respuesta de la pupila con un error de refracción. Cuando se usa solo iluminación excéntrica o descentrada, la determinación del límite creciente es una tarea difícil. Además, la determinación del tamaño y la ubicación de la pupila a menudo se ve comprometida por no tener suficientes datos del borde de la pupila (debido a los bordes oscuros) para un ajuste preciso del círculo de la pupila.  
30

Por consiguiente, existe la necesidad de proporcionar métodos mejorados para realizar exámenes oculares basados en fotorrefracciones.  
40

El documento US 2009/079937 divulga un dispositivo de proyección ocular de fotorrefracciones, que comprende un componente de captura de imágenes acoplado a un componente de lente, una matriz de iluminación, comprendiendo dicho conjunto de iluminación una pluralidad de fuentes de irradiación de un primer tipo y una pluralidad de fuentes de irradiación de un segundo tipo, donde dicha pluralidad de fuentes de irradiación de dicho primer tipo emiten luz en un espectro de luz visible y dicha pluralidad de fuentes de irradiación de dicho segundo tipo emiten luz en un espectro de luz infrarrojo cercano, y un divisor de haz para dirigir la luz emitida desde dicho pluralidad de fuentes de irradiación de dicho primer tipo y dicha pluralidad de fuentes de irradiación de dicho segundo tipo.  
45

50 La invención proporciona un dispositivo de este tipo donde dicha pluralidad de fuentes de irradiación de dicho primer tipo están dispuestas en tres anillos concéntricos, con fuentes de irradiación adyacentes dentro de cada uno de los tres anillos concéntricos separados entre sí en un patrón aleatorio.

**55 Breve descripción de los dibujos**

Los objetivos y ventajas de la presente invención se harán evidentes al considerar la siguiente descripción detallada, tomada en conjunción con los dibujos adjuntos, donde caracteres de referencia similares se refieren siempre a partes similares, y donde:  
60

Las figuras 1A y 1B ilustran vistas en sección transversal de un dispositivo de proyección ocular de fotorrefracciones ejemplar, de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

65 Las figuras 2A y 2B ilustran una matriz de LED con respecto a la apertura limitante de un componente de lente acoplado a un componente de captura de imágenes del dispositivo de proyección ocular de fotorrefracciones, no de acuerdo con las realizaciones de la presente invención.

Las figuras 3A y 3B ilustran una comparación de reflejos en el plano de la pupila, respectivamente, a partir de iluminación excéntrica solamente e iluminación descentrada más coaxial, de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

5 **La figura 4A** ilustra tres meridianos primarios de eje-conjugado, y las **figuras 4B-4D** proporcionan tablas que ilustran estímulos LED emparejados que pueden seleccionarse en uno de los tres meridianos primarios en diversos grados de descentraciones, no de acuerdo con las realizaciones de la presente invención.

10 **La figura 5A** ilustra dos meridianos suplementarios, y la **figura 5B** proporciona una tabla que ilustra los estímulos LED emparejados que pueden seleccionarse en uno de los dos meridianos suplementarios en diversos grados de descentraciones, no de acuerdo con las realizaciones de la presente invención.

15 **La figura 6** ilustra la selección de un estímulo LED coaxial sin emparejamiento con un estímulo LED descentrado, no de acuerdo con las realizaciones de la presente invención.

20 **La figura 7A** ilustra trayectorias de luz emitidas y refractadas entre un examinado y el dispositivo de proyección ocular de fotorrefracciones, y la **figura 7B** ilustra las dimensiones de fotograma completo de una captura de imágenes recibida en el dispositivo de proyección ocular de fotorrefracciones, de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

25 **La figura 8A** es un diagrama de flujo que ilustra una visión general de un proceso de adquisición y análisis de imágenes realizado por el dispositivo de proyección ocular de fotorrefracciones durante un examen ocular, y las correspondientes **figuras 8B-8D** son diagramas de flujo que ilustran subprocesos asociados con tres fases ejecutadas durante la adquisición de imágenes en el proceso de la **figura 8A** de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

30 **La figura 9** es un diagrama de flujo que ilustra un proceso aplicado por el dispositivo de proyección ocular de fotorrefracciones asociado con la adquisición de la pupila, que distingue las operaciones de fotograma completo y las operaciones de candidato a pupila, de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

35 **La figura 10** ilustra un núcleo de filtrado de pupila optimizado, de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

40 **La figura 11A** ilustra un enfoque de método dual para binarizar una pupila candidata para identificar los píxeles del borde de la pupila, la **figura 11B** es un diagrama de flujo que ilustra un proceso aplicado por el dispositivo de proyección ocular de fotorrefracciones utilizando el enfoque de binarización de método dual de la **figura 11A**, y las correspondientes **figuras 11C-11E** ilustran aspectos específicos del enfoque de binarización de método dual que comprende un método de intensidad de píxeles y un método de pseudo-gradiente, de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

45 **La figura 12** es un diagrama de flujo que ilustra un proceso aplicado por el dispositivo de proyección ocular de fotorrefracciones para determinar el error de refracción a lo largo de un meridiano, de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

50 **La figura 13** ilustra un área de interpolación de reflejo, de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

**La figura 14** ilustra la rotación de una región de extracción de píxeles, de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

55 **La figura 15** ilustra una porción de una imagen de la pupila, de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

60 **Las figuras 16A-16C** ilustran, respectivamente, el cálculo de una relación eje-conjugado, la generación de una pendiente de perfil y la generación de un vector de datos PCA, de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

65 **La figura 17A** proporciona una tabla de excentricidades asociadas con estímulos en cada uno de los meridianos, y las **figuras 17B-17C** son, respectivamente, curvas de calibración ejemplares para cada una de las excentricidades y una curva de error de calibración agregada correspondiente para determinar el error de refracción, de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

### Descripción detallada

La presente invención está dirigida a un dispositivo de proyección ocular de fotorrefracciones que emplea métodos para determinar un error de refracción de un examinado. Con fines de claridad, y no a modo de limitación, se describen vistas ilustrativas y flujos de proceso de los métodos empleados en la presente invención con referencias

hechas a las figuras de dibujos identificadas anteriormente. Se considera que varias modificaciones obvias para un experto en la materia están dentro del espíritu y del alcance de la presente invención.

5 **Las figuras 1A y 1B** ilustran una vista en sección transversal de una realización ejemplar de un dispositivo de proyección ocular de fotorrefracciones **100** para realizar un examen ocular en un examinado. Los componentes del dispositivo de proyección ocular de fotorrefracción **100** se identifican y describen con referencia a la **figura 1A**, mientras que la **figura 1B** ilustra además un marco **140** encerrado dentro de un cuerpo de carcasa **150** del dispositivo **100** para soportar los componentes anteriores identificados en la **figura 1A**.

10 Con referencia a la **figura 1A**, el dispositivo **100** comprende componentes ópticos y no ópticos. Los componentes ópticos pueden incluir un componente de lente **102** acoplado a un componente de captura de imágenes **104**, una matriz de diodos emisores de luz (LED) **106** que tiene LED visibles **106a** y un LED cercano a infrarrojo **106b**, un difusor holográfico **108** y un divisor de haz **110**. Los componentes no ópticos pueden incluir un altavoz **105**, un buscador de alcance **112**, una pantalla de visualización del operador **114** y una ventana frontal **116**. Debe observarse que el dispositivo **100** no se limita a los componentes enumerados anteriormente y puede incorporar componentes adicionales, según se considere necesario, para avanzar en los procesos de la invención descritos en este documento.

20 El dispositivo **100** está configurado preferiblemente para movilidad, pero también puede ser adecuado para aplicaciones estacionarias. Además, el dispositivo **100** puede habilitarse de forma inalámbrica para permitir que la recopilación y el análisis de datos de imágenes se transmitan a una ubicación remota para imprimir un informe o para permitir una evaluación adicional de la respuesta ocular de un examinado. Por ejemplo, al realizar un examen ocular utilizando el dispositivo **100**, los datos de imágenes recopilados y los resultados correspondientes pueden transmitirse y almacenarse de forma inalámbrica en una base de datos remota de pacientes configurada para que los profesionales médicos e instituciones autorizadas puedan acceder a los mismos.

30 La funcionalidad del dispositivo **100** está accionada por una pluralidad de procesos configurados para evaluar los aspectos oculares de un examinado que incluyen, entre otros, presentar estímulos para llamar la atención al examinado, controlar una disposición de LED para irradiar las pupilas del examinado, ubicar las pupilas del examinado en imágenes capturadas, mostrar imágenes capturadas a un operador y analizar datos de imágenes de alumnos para determinar errores de refracción y realizar evaluaciones relacionadas. Estos procesos pueden realizarse procesando lógica (no mostrada) bajo el control del programa de ordenador en el dispositivo **100**, que puede estar compuesto por hardware (por ejemplo, circuitos, lógica dedicada, lógica programable, microcódigo, etc.), software (tal como instrucciones ejecutadas en un dispositivo de procesamiento), firmware o una combinación de los mismos.

#### **Estímulos para llamar la atención**

40 La proyección ocular efectiva de examinador que cooperan (adultos) y que no cooperan (niños o animales) se puede lograr a través del uso del dispositivo **100**. El dispositivo **100** puede configurarse para presentar estímulos de captación de atención a un examinado. La presentación de estímulos para captar la atención puede ser necesaria, particularmente cuando se examinan los examinados que no cooperan, para atraer la dirección de la mirada de los examinados. Para una exploración ocular adecuada, la dirección de la mirada debe estar en la dirección del componente de lente **102** acoplado al componente de captura de imágenes **104** proporcionado en el dispositivo **100**.

45 Pueden ser utilizados varios tipos de estímulos para llamar la atención. En una realización, se puede usar un estímulo auditivo. El estímulo auditivo puede ser una pista de sonido grabada digitalmente bajo el control de un programa de ordenador en el dispositivo **100** y puede presentarse, por ejemplo, a través del altavoz **105**. En otra realización, se puede usar un estímulo visual dinámico de tiempo no enfocado, minimizando una respuesta acomodaticia de los examinados. El estímulo visual puede presentarse mediante el uso de LED de colores proporcionados, por ejemplo, por una matriz de LED **106**.

50 El estímulo visual comprende una disposición de LED de diferentes colores. La disposición de los LED de colores tiene preferiblemente longitudes de onda inferiores a 600 nanómetros para evitar la contaminación del estímulo LED cercano a infrarrojo (NIR), que preferiblemente tiene una longitud de onda central de 850 nanómetros y se utilizan para capturar imágenes de pupilas para realizar un examen ocular. Esta configuración permite que el estímulo visual se presente para atraer la atención, pero que no se vea en las imágenes grabadas. El estímulo LED visible es independiente del estímulo LED NIR y no se utiliza en el análisis de datos asociado con la determinación del error de refracción o la dirección de la mirada. Una disposición óptima de la matriz de LED **106** comprende LED visibles **106a** que se colocan entre y son coplanares con los LED NIR **106b**. La luz emitida por los LED visibles **106a** puede pasar a través del difusor holográfico **108**, creando estímulos difusos, y es reflejada hacia el examinado por el divisor de haz **110**.

65 Al igual que con el estímulo auditivo, LED visibles **106a** también pueden estar bajo control del programa de ordenador en el dispositivo **100**. Más específicamente, los parámetros de control tales como la intensidad, la duración, el patrón y el tiempo de ciclo asociados con los LED visibles **106a** pueden estar bajo el control del

programa de ordenador. Con respecto a la intensidad, los LED visibles **106a** deben regularse para que sean lo suficientemente brillantes como para atraer la dirección de un examinado, al mismo tiempo que tienen un brillo limitado para evitar la constricción pupilar estimulante. La duración del tiempo en que los LED visibles **106a** se encienden antes de apagarse se mide en milisegundos y puede regularse en función del brillo de los LED visibles **106a** percibidos por el examinado. Los LED visibles **106a** pueden estar dispuestos en un patrón que aparece como tres anillos concéntricos. En esta disposición, los tres anillos concéntricos aparecerían para el examinado como centrados en el componente **104** de captura de imágenes del dispositivo **100**. Cada uno de los anillos concéntricos puede estar compuesto por más de un color de LED espaciado en un patrón aleatorio. Se puede presentar una pluralidad de combinaciones de patrones a un examinado en orden aleatorio. El número de marcos de datos recopilados antes de realizar un cambio en un patrón también puede regularse.

El objetivo subyacente de los parámetros de control asociados con LED visibles **106a** es presentar patrones de luz visible difusos, aleatorios y que cambian rápidamente a un examinado. Dichos patrones están destinados a reducir, y en algunos casos pueden inhibir, la acomodación de los ojos del examinado a una distancia focal que se establece preferiblemente a un (1) metro del componente **104** de captura de imágenes del dispositivo **100**. La distancia focal se puede determinar usando el buscador de rango **112** del dispositivo **100**. Si los ojos del examinado son capaces de acomodarse completamente a un estímulo presentado a una distancia de 1 metro, parecerán emmetrópicos (es decir, no necesitan corrección óptica) al dispositivo **100**. Una ventaja de la implementación descrita en el presente documento es que, a diferencia de otras implementaciones, la acomodación por hipermetropía a la distancia de 1 metro del componente **104** de captura de imágenes del dispositivo **100** disminuye, haciendo que las determinaciones de error de refracción para estos examinados sean más precisas.

La presentación de un estímulo visual no necesita limitarse al uso de LED visibles **106a** dispuestos en la matriz de LED **106**. En realizaciones alternativas, el estímulo visual puede proporcionarse por una fuente de irradiación externa independiente del dispositivo **100**, una fuente externa acoplada y bajo el control del programa de ordenador del dispositivo **100** u otras combinaciones adecuadas del mismo. Independientemente del mecanismo de captación de atención empleado, un estímulo de captación de atención se presenta preferiblemente de forma continua durante un examen ocular.

### 30 **Estímulos LED NIR**

Los estímulos LED NIR tienen preferiblemente una longitud de onda central de 850 nanómetros y están dirigidos a un examinado a los efectos de la captura de imágenes de la pupila para la realización de un examen ocular. En una realización, con referencia a las **figuras 2A y 2B**, la matriz de LED **106** puede estar compuesta por cincuenta y tres (53) LED NIR **106b** dispuestos en una configuración hexagonal alrededor de un LED NIR central **25**, que se coloca para alinearse con el eje óptico del componente de lente **102** acoplado a componente de captura de imágenes **104** del dispositivo **100**. Cuando se emite luz desde los LED NIR **106b**, se refleja desde el divisor de haz **110** y se transmite en una dirección **202a** hacia los ojos de un examinado **200**. El uso del divisor de haz **110** en el dispositivo **100** permite que la luz emitida por los LED NIR **106b** se dirija a lo largo del eje óptico sin oscurecer el componente de lente **102**. En una realización alternativa, se prevé que también se pueda usar una disposición de LED visibles en lugar de los LED NIR **106b** para realizar un examen ocular.

La disposición de LED NIR **106b** en la matriz LED **106** permite la flexibilidad en los patrones de iluminación que pueden presentarse a los ojos del examinando **200**. Usando los LED NIR **106b** dispuestos en la matriz de LED **106**, están disponibles tres tipos de iluminación. Los tipos de iluminación pueden incluir una iluminación en el eje (coaxial) del LED NIR central **25**, una iluminación fuera del eje (descentrada) de cualquiera de los LED NIR **106b** (excluyendo el LED NIR central **25**) dispuestos dentro de un espacio de abertura de limitación **204** asociado con componente de lente **102**, y una iluminación fuera del eje (descentrada) de cualquiera de los LED NIR **106b** dispuestos fuera del espacio de abertura de limitación **204**. Los LED NIR **106b** pueden caracterizarse en términos de su descentración desde el eje óptico central (cero está en el LED NIR central **25**) y su ángulo en un plano perpendicular al eje óptico. Por ejemplo, en referencia a la matriz de LED **106** ilustrada en la **figura 2B**, el LED NIR **31** es un LED dispuesto dentro del espacio de abertura de limitación **204**. El LED NIR **31** se identifica con una distancia de descentración de 6,35 mm desde el eje óptico, que está alineado con el LED NIR central **25**, con un ángulo de 60° desde el eje horizontal.

La respuesta ocular de un ojo de cualquier error de refracción dado dependerá del patrón de iluminación seleccionado. Por ejemplo, los LED menos descentrados ofrecen una mejor resolución para pequeños errores de refracción, mientras que los LED más descentrados amplían el rango de error de refracción que se puede detectar. Al comparar la respuesta de los ojos de un examinado bajo diferentes patrones de iluminación, como se describe en el presente documento, se pueden abordar las ambigüedades comúnmente asociadas con las determinaciones de error de refracción en la fotorreflexión clásica.

Mediante la integración de la utilización de LED descentrados dentro del espacio de abertura **204**, se pone a disposición un rango más amplio de respuestas oculares. Además, con el uso del LED NIR central **25**, se habilita una dimensión adicional, que proporciona una respuesta de fotorreflexión coaxial. Una comparación ejemplar de reflejos asociados con diferentes enfoques para iluminar una pupila se ilustra en las **figuras 3A y 3B**. En la **figura**

**3A**, se muestra el reflejo creciente producido por una iluminación excéntrica solamente. En la **figura 3B**, se muestra un reflejo producido a partir de una iluminación descentrada (es decir, uno de los LED NIR **106b**) emparejado con una iluminación coaxial (es decir, LED NIR **25**). Como se puede ver a partir de una comparación de las **figuras 3A y 3B**, el límite de la pupila representada es más perceptible en el último enfoque que utiliza una iluminación coaxial junto con una iluminación descentrada. Las dos señales de iluminación son aditivas, produciendo así una pupila bien iluminada que tiene límites de pupila fácilmente detectables.

En las disposiciones de iluminación descritas en el presente documento, todos los estímulos presentados a un examinado consisten en LED NIR central coaxial **25** combinado con una cualquiera de los LED NIR descentrados **106b**, seleccionándose los LED NIR descentrados **106b** a diferentes distancias de descentrado desde el eje óptico central dispuesto dentro de y fuera del espacio de abertura de limitación **204**. Además de usar estímulos emparejados, las disposiciones de iluminación descritas en el presente documento también comprenden presentar un estímulo a un examinado que consiste solo de un LED NIR central coaxial **25**. El uso del LED NIR central **25** en todas las disposiciones de iluminación de estímulos asegura que la pupila esté siempre suficientemente iluminada, lo que le permite ser adquirida y medida de manera fiable. A diferencia de otras implementaciones conocidas de fotorrefracción, proporcionar una iluminación descentralizada combinada con una iluminación coaxial, utilizando las fuentes de irradiación de LED en la matriz de LED **106**, no da como resultado un reflejo que tenga medias lunas, lo que permite omitir la geometría de una media luna del proceso para determinar el error de refracción.

Cuando iluminar una pupila para los propósitos de llevar a cabo un examen ocular, estímulos específicos deben ser seleccionados para asegurar una buena formación de imágenes de la pupila y la determinación exacta de errores de refracción. Además, los estímulos específicos seleccionados deben servir para permitir la determinación de la asimetría (astigmatismo o error de refracción del cilindro) en una potencia de refracción del ojo. Los criterios anteriores se cumplen mediante el uso de emparejamiento de LED descentralizado y coaxial, donde los patrones de iluminación seleccionados para servir como estímulos dependen no solo de la distancia de los LED NIR **106b** desde el eje óptico central del componente de lente **102**, sino también su orientación con respecto al eje del cilindro del examinado.

El emparejamiento de descentricidad se ilustra en los gráficos de las **figuras 4B-4D** usando los tres meridianos primarios de eje-conjugado ilustrados en la **figura 4A**. Una referencia hecha aquí a una línea de eje es el ángulo de una línea, en el plano del conjunto de LED **106**, que se extiende hacia fuera desde el LED NIR central **25**. Una referencia hecha aquí a una línea conjugada (también llamada "explementaria") es el ángulo de una línea, en el plano de la matriz de LED **106**, definida sumando o restando  $180^\circ$  al ángulo correspondiente a la línea del eje. Así, por ejemplo, la línea conjugada de una línea de eje de  $120^\circ$  es  $300^\circ$ . Una línea extendida que comprende ambas líneas que definen la línea del eje y su línea conjugada, como se ilustra en la **figura 4A**, se denomina colectivamente meridiano y se identifica aquí por el ángulo correspondiente a la línea del eje, que es menor o igual a  $180^\circ$ . Así, por ejemplo, la combinación de la línea del eje de  $120^\circ$  y su línea conjugada de  $300^\circ$  se identifica como el meridiano de  $120^\circ$ .

El inicio de la recogida de datos de imagen se lleva a cabo utilizando parejas de descentricidad a lo largo de los tres meridianos eje-conjugado primarios ilustrados en la **figura 4A**. Los estímulos emparejados pueden seleccionarse en tres posiciones de descentración que se extienden a lo largo de la línea del eje y en tres posiciones de descentración que se extienden a lo largo de la línea conjugada correspondiente de un meridiano seleccionado. Los pares de descentricidad para el meridiano de  $0^\circ$  se ilustran en el gráfico de la **figura 4B**. En el meridiano de  $0^\circ$ , el LED NIR central **25** se combina con un LED NIR **106b** en las posiciones de descentración de 6,35 mm, 12,70 mm y 19,05 mm a lo largo del meridiano de  $0^\circ$ . Dado que el emparejamiento de descentricidad se realiza para el meridiano de  $0^\circ$  tanto en la línea del eje como en su línea conjugada correspondiente, se proporcionan un total de seis emparejamientos de descentricidad diferentes para el meridiano de  $0^\circ$ . Por ejemplo, como se ilustra en el diagrama de la **figura 4B**, una posición de descentración de 6,35 mm a lo largo de la línea del eje en el meridiano de  $0^\circ$  utiliza estímulos emparejados compuestos por el LED NIR central **25** y un LED NIR descentrado **32**, mientras que la misma posición de descentración en su línea conjugada correspondiente está compuesta por el LED NIR central **25** y un LED NIR **18** descentrado.

Como el emparejamiento de descentricidad también se repite para los meridianos de  $60^\circ$  y  $120^\circ$ , como se ilustra respectivamente en los diagramas de las **figuras 4C y 4D**, también se obtienen seis descentraciones diferentes para cada uno de esos meridianos. Por ejemplo, como se ilustra en el diagrama de la **figura 4C**, una posición de descentración de 6,35 mm a lo largo de la línea del eje en el meridiano de  $60^\circ$  utiliza estímulos emparejados compuestos por el LED NIR central **25** y un LED NIR descentrado **31**, mientras que la misma posición de descentración en su línea conjugada correspondiente está compuesta por el LED NIR central **25** y un LED NIR **26** descentrado. De manera similar, como se ilustra en el gráfico de la **figura 4D**, una posición de descentración de 6,35 mm a lo largo de la línea del eje en el meridiano de  $120^\circ$  utiliza estímulos emparejados compuestos por el LED NIR central **25** y un LED NIR descentrado **24**, mientras que la misma posición de descentración en su línea conjugada correspondiente está compuesta por el LED NIR central **25** y un LED NIR **33** descentrado. Colectivamente, se puede obtener un total de dieciocho (18) respuestas oculares mediante el uso de pares de descentricidad en los tres meridianos primarios de eje-conjugado (seis pares de descentricidad para cada uno de los meridianos de  $0^\circ$ ,  $60^\circ$  y  $120^\circ$ ).

Además de los estímulos descentrados en los tres meridianos primarios de eje-conjugado, los estímulos descentrados en los rincones alejados de la matriz de LED **106** también pueden utilizarse. Los ángulos que definen el eje y las líneas conjugadas correspondientes asociadas con estos estímulos descentrados se denominan aquí meridianos suplementarios. El emparejamiento de la descentricidad de los estímulos en los meridianos suplementarios puede usarse para desambiguar la interpretación de los reflejos oculares obtenidos en los tres meridianos primarios de eje-conjugado. Los meridianos suplementarios se definen a lo largo del eje conjugado de  $36,59^\circ - 216,59^\circ$  y  $143,41^\circ - 323,41^\circ$ , como se ilustra en la **figura 5A**, y se mencionan aquí, respectivamente, como los meridianos  $36,59^\circ$  y  $143,41^\circ$ .

Como en los tres meridianos primarios, estímulos emparejados en los meridianos suplementarios son identificados por una posición de descentramiento a lo largo de la línea del eje y la línea de conjugado correspondiente para cada uno de los meridianos de  $36,59^\circ$  y de  $143,41^\circ$ . Los pares de descentricidad para los meridianos de  $36,59^\circ$  y  $143,41^\circ$  se ilustran en el gráfico de la **figura 5B**. En el meridiano de  $36,59^\circ$ , el LED NIR central **25** está emparejado con un LED NIR **106b** en una posición de descentricidad a 27,68 mm del LED NIR central **25**. Dado que el emparejamiento de descentricidad se realiza tanto en la línea del eje como en su línea conjugada correspondiente, se proporcionan un total de dos emparejamientos de descentricidad diferentes para el meridiano de  $36,59^\circ$ . Por ejemplo, como se ilustra en la **figura 5B**, una posición de descentricidad de 27,68 mm en la línea del eje del meridiano de  $36,59^\circ$  utiliza estímulos emparejados compuestos por el LED NIR central **25** y un LED NIR descentrado **50**, mientras que su línea conjugada correspondiente está compuesta por el LED NIR central **25** y un LED NIR descentrado **7**. Se realiza un emparejamiento de descentricidad similar, en el eje y sus líneas conjugadas correspondientes, para el meridiano de  $143,41^\circ$ . El emparejamiento de descentricidad de los estímulos en los meridianos suplementarios proporciona cuatro (4) estímulos adicionales a los dieciocho (18) estímulos proporcionados por los tres meridianos primarios, proporcionando así un total de veintidós (22) respuestas oculares que pueden usarse al determinar el error de refracción para un examinado.

Además de la utilización de estímulos emparejados en los tres meridianos primarios y los dos meridianos suplementarios, un único estímulo coaxial puede también utilizarse para obtener una respuesta ocular. El estímulo coaxial es el LED NIR central **25**, como se ilustra en la **figura 6**. El propósito de este estímulo es asegurar que no haya problemas relacionados con la reflectividad de un ojo y que la iluminación proporcionada por el dispositivo **100** funcione de acuerdo con las especificaciones. Con el emparejamiento de descentricidad de estímulos en los tres meridianos primarios, el emparejamiento de descentricidad de estímulos en los dos meridianos suplementarios y el estímulo coaxial único, se pueden capturar un total de veintitrés (23) respuestas oculares para su uso en la determinación del error de refracción de un examinado. La presentación de estos 23 estímulos, y la colección de imágenes de pupilas correspondientes capturadas en respuesta a cada uno, se denomina protocolo de examen, que se describe adicionalmente en este documento con referencia al proceso **860** de la **figura 8D**.

#### Captura de imagen y adquisición de pupila

La detección de características de imágenes digitales y el filtrado se utiliza para la adquisición de la pupila en imágenes capturadas por el componente de captura de imágenes **104**. La implementación de la detección y el filtrado de la función de imagen digital puede depender de la resolución del sensor del componente de captura de imágenes **104**, la distancia de la pupila de un examinado desde el componente de captura de imágenes **104** y el campo de visión determinado por la óptica del componente de lente **102** acoplado a la imagen componente de captura **104**. Las constantes fisiológicas básicas (por ejemplo, el tamaño promedio de la pupila) también pueden entrar en el proceso de filtrado, junto con los máximos y mínimos aceptables del diámetro de la pupila.

Una relación de distancia ejemplar entre el dispositivo **100** y el examinado se ilustra en la **figura 7A**, donde el componente de lente **102** se selecciona y ajusta para tener un enfoque óptimo a una distancia focal de los ojos del examinado **200**. La distancia focal entre el dispositivo **100** y los ojos del examinado **200** puede cambiarse sin afectar el proceso de captura de imágenes si la resolución del sensor del componente de captura de imágenes **104**, el campo de visión y la calibración de los errores de refracción se ajustan en consecuencia. Como se ilustra en la **figura 7A**, la luz emitida desde el conjunto de LED **106** se refleja y transmite en una dirección **202a** a lo largo del eje óptico hacia los ojos del examinado **200**. La luz reflejada hacia atrás y que sale de los ojos del examinado **200** se devuelve en una dirección **202b** y se recibe en el componente de captura de imágenes **104** del dispositivo **100**.

Usando un (1) metro como la distancia focal entre el dispositivo **100** y los ojos del examinado **200**, la resolución del sensor del componente de captura de imágenes **104** se puede establecer en 752 (horizontal) por 480 píxeles (vertical), como se ilustra en la **figura 7B**. A una distancia de 1 metro, el componente de captura de imágenes **104** puede proporcionar un campo de visión de 120 mm (horizontal) por 76,6 mm (vertical) dado un componente de lente seleccionado **102**. Con estas mediciones, se puede establecer un factor de conversión de 6,267 píxeles/mm. El factor de conversión establecido puede usarse como una constante de calibración para formular los parámetros necesarios para el filtrado digital. Debe observarse que esto es simplemente una realización ejemplar y se prevén realizaciones alternativas, en las que se usa una lente o sensor diferente o se ajusta la distancia focal, pero donde el principio operativo de la presente invención sigue siendo el mismo.

La **figura 8A** ilustra un diagrama de flujo que proporciona una visión general de un proceso de adquisición y análisis de datos de imágenes **800** ejecutado mediante lógica de procesamiento bajo el control del programa de ordenador en el dispositivo **100**. El proceso **800** puede iniciarse tras la activación de la matriz de LED **106**, en la etapa **802**, y la presentación de estímulos para captar la atención a un examinado. Las imágenes capturadas en respuesta a los estímulos visuales presentados al examinado se procesan a lo largo de dos rutas separadas en el proceso **800**, una primera ruta que proporciona una imagen de visualización del operador y una segunda ruta que proporciona información clínicamente relevante para el análisis de imágenes capturadas.

En la prestación de una imagen de pantalla, una copia de los datos en bruto recibidos en el componente de captura de imágenes **104** puede tener un contraste mejorado y transformarse en un formato de visualización estándar para la presentación y la retroalimentación a un operador del dispositivo **100**. Por ejemplo, la imagen de visualización puede presentarse en la pantalla de visualización del operador **114** del dispositivo **100**. La imagen proporcionada en la pantalla de visualización del operador **114** puede superponerse con información tal como, por ejemplo, la distancia del examinado desde el dispositivo **100**, la calidad del enfoque, el progreso del examen, otra información relevante para el operador o combinaciones de los mismos.

Hay tres fases distintas en el proceso **800** asociadas con la trayectoria destinada a proporcionar información clínicamente relevante. Más específicamente, la lógica de procesamiento bajo el control del programa de ordenador en el dispositivo **100** puede ejecutar en las etapas **804**, **806** y **808**, una fase de calibración, una fase de enfoque y una fase de protocolo de examen, respectivamente, para adquirir datos de imagen de la pupila para el análisis de error de refracción. Los datos de imagen sin procesar adquiridos en cada una de estas fases pueden estar disponibles para su visualización a un operador, en la etapa **814**, en la pantalla de visualización del operador **114** del dispositivo **100**.

La intensidad de un reflejo de una pupila puede variar ampliamente entre los examinados debido principalmente al error de refracción y al tamaño de la pupila. Dado que el rango dinámico del sensor en el componente de captura de imágenes **104** es limitado, se debe encontrar un tiempo de exposición óptimo para asegurar que el reflejo de un examinado sea detectable y no saturado. Para lograr esto, se proporciona un proceso de calibración **820** usando un rango de tiempos de exposición (por ejemplo, 6, 12 y 18 milisegundos), que puede seleccionarse para muestrear el rango de tiempos de exposición utilizables derivados empíricamente dada una iluminación de lente, sensor y LED seleccionada. El proceso de calibración **820** puede ejecutarse, en la etapa **804**, para habilitar la fase de calibración del proceso **800**. Las etapas que comprenden el proceso de calibración **820** se describen con referencia al diagrama de flujo ilustrado en la **figura 8B**.

Con referencia a la **figura 8B**, el proceso de calibración **820** puede iniciarse seleccionando y configurando, en la etapa **822**, un patrón de LED adecuado para la fase de calibración. En una realización preferida, los LED NIR **18**, **25** y **32** pueden estar iluminados para proporcionar más luz de la que sería entregada por cualquier estímulo de emparejamiento de descentricidad. Esto asegura que un tiempo de exposición correctamente calibrado no saturará el sensor cuando se entregue un estímulo de emparejamiento de descentricidad seleccionado. Después de configurar el patrón de LED, se pueden seleccionar y establecer tiempos de exposición, en la etapa **824**, para la prueba. Usando el tiempo de exposición seleccionado, se puede adquirir una imagen capturada, en la etapa **826**, y se puede determinar, en la etapa **828**, si se detectan pupilas en la imagen capturada. Si no se detectan las pupilas en la imagen capturada, el proceso **820** puede volver a seleccionar y configurar, en la etapa **824**, un tiempo de exposición diferente. Usando el tiempo de exposición recientemente seleccionado, se adquiere nuevamente una imagen capturada, en la etapa **826**, y se puede determinar, en la etapa **828**, si se detectan pupilas en la imagen capturada. Si se detectan pupilas, la viabilidad del tiempo de exposición seleccionado se prueba adicionalmente mediante una segunda determinación, en la etapa **830**, para evaluar si las pupilas pasan criterios de aceptación predeterminados.

Varios criterios de aceptación pueden ser utilizados para la segunda determinación, en la etapa **830**, para evaluar la idoneidad de imágenes de la pupila detectadas para su uso en la determinación de un tiempo de exposición óptimo. Estos incluyen, pero no se limitan a, una presencia adecuada de pupilas necesarias para realizar la calibración, un tamaño de pupila aceptable que tenga un diámetro medible que oscila entre 1,5 y 10 mm, una distancia aceptable entre los centros de las pupilas, una distancia aceptable del examinado desde el dispositivo **100**, un nivel de saturación pupilar aceptable o combinaciones de los mismos.

Si se realiza una determinación, en la etapa **830**, esas pupilas detectadas que no satisfacen uno o más criterios de aceptación predefinidos, entonces el proceso **820** de nuevo puede volver a la selección y ajuste, en la etapa **824**, otro tiempo de exposición para la prueba. El proceso **820** puede repetirse para determinar cuál de los tiempos de exposición proporciona resultados óptimos, es decir, pupilas detectadas sin saturación. La saturación puede definirse como que más del 10 % de los píxeles en la pupila tienen un valor de intensidad superior al 98 % del valor máximo asociado con el sensor en el componente de captura de imágenes **104**. Cuando se detecta la imagen de la pupila deseada, se puede calcular el tiempo de exposición óptimo, en la etapa **832**.

El tiempo de exposición del sensor óptimo se puede establecer en el 75 % del rango de sensor completo. Una vez que se encuentran las pupilas, se mide el brillo de una tira central de 25 x 11 píxeles. La medida del brillo se toma



como la intensidad media de la pupila en esta tira. Dado el valor de intensidad media, el tiempo de exposición óptimo se calcula de la siguiente manera:

$$ExpTm_{\text{Optimo}} = \frac{767,25 * ExpTm_{\text{Corriente}}}{IntensidadPupilaMedia}$$

5 Cuando se incluyen ambas pupilas en un examen, la pupila con el valor de intensidad media más brillante se puede usar en el cálculo.

10 Después de que se ha calculado un tiempo de exposición óptimo, un proceso de enfoque **840** puede ser ejecutado, en la etapa **806**, para permitir que la fase de enfoque del proceso **800**. Es necesario un buen enfoque de la imagen de la pupila para capturar con precisión las imágenes de la pupila. En particular, si el brillo desde la superficie corneal no está bien enfocado, su posición no se puede determinar con precisión y la dirección de la mirada puede no ser medible. Además, si la imagen de brillo es muy difusa y se superpone significativamente con el reflejo, esto probablemente dará como resultado una estimación pobre del error de refracción. Las etapas que comprenden el  
15 proceso de enfoque **840** se describen con referencia al diagrama de flujo ilustrado en la **figura 8C**.

Similar a la fase de calibración descrita en el proceso **820**, la fase de enfoque en el proceso **840** evalúa la idoneidad de las imágenes capturadas. Haciendo referencia a la **figura 8C**, el proceso de enfoque **840** se inicia seleccionando y configurando, en la etapa **842**, un patrón de LED adecuado para la fase de enfoque. En una realización preferida,  
20 los LED NIR **18**, **25** y **32** pueden iluminarse para garantizar que la pupila refleje suficiente luz reflejada. Después de establecer el patrón de LED, se puede adquirir una imagen capturada, en la etapa **844**, y se puede determinar, en la etapa **846**, si se detectan pupilas en la imagen capturada. Si no se detectan pupilas en la imagen capturada, entonces el proceso **840** puede volver al proceso **820** para reiniciar la fase de calibración. Si se detectan pupilas, las imágenes de las pupilas pueden estar sujetas a determinaciones suplementarias, en las etapas **848** y **850**, para evaluar si los alumnos pasan un primer conjunto y un segundo conjunto, respectivamente, de criterios de aceptación.  
25

El primer conjunto de criterios de aceptación utilizados en proceso **840** puede ser similar a los criterios de aceptación utilizados en proceso **820** - es decir, la presencia adecuada de las pupilas, tamaño de la pupila aceptable y distancia entre pupilas aceptable. Si se realiza una determinación, en la etapa **848**, que las pupilas detectadas no satisfacen el  
30 primer conjunto de criterios de aceptación, entonces el proceso **840** puede volver nuevamente al proceso **820** para reiniciar la fase de calibración. Si las pupilas detectadas satisfacen el primer conjunto de criterios de aceptación, entonces la pupila detectada puede probarse, en la etapa **850**, contra el segundo conjunto de criterios de aceptación. El segundo conjunto de criterios de aceptación se utiliza para evaluar el brillo y la dirección de la mirada. Si se determina, en la etapa **850**, que las imágenes de la pupila no producen la presencia del brillo o una dirección de mirada aceptable, entonces el proceso **840** puede adquirir, en la etapa **842**, una nueva imagen capturada.  
35

Cuando la determinación, en la etapa **850**, llega a la conclusión de que el segundo conjunto de criterios de aceptación se satisface, las fases de calibración y enfoque se completan y el proceso **800** puede entonces proceder a la ejecución, en la etapa **808**, del proceso de protocolo de examen **860**. En el proceso **860**, los criterios para  
40 determinar la idoneidad de la imagen son más estrictos que en las fases de calibración y enfoque asociadas, respectivamente, con el proceso **820** y el proceso **840**. Además de las medidas de imagen estándar, se pueden realizar cambios en algunas medidas de imágenes para reducir la posibilidad de desenfoque en las imágenes. Los cambios en las medidas de la imagen se realizan preferiblemente entre una imagen actual y una imagen de referencia, que es típicamente la imagen que precede a la imagen actual. Las etapas que comprenden el proceso de protocolo de examen **860** se describen con referencia al diagrama de flujo ilustrado en la **figura 8D**.  
45

Con referencia a la **figura 8D**, el proceso del protocolo de examen **860** se inicia seleccionando y configurando, en la etapa **862**, uno de los 23 patrones de LED de estímulo. Usando el patrón de LED seleccionado, se adquiere la imagen capturada correspondiente, en la etapa **864**. Al adquirir la imagen capturada, se realiza una determinación  
50 inicial, en la etapa **866**, para verificar nuevamente que se han detectado pupilas en la imagen capturada. Si no se detectan pupilas en la imagen capturada, entonces el proceso **860** puede volver al proceso **820** para reiniciar la fase de calibración. Si se detectan las pupilas, las imágenes de las pupilas se someten a una segunda determinación, en la etapa **868**, para evaluar si las pupilas detectadas pasan los criterios de aceptación, como se describió anteriormente en el proceso **840** utilizado para establecer el enfoque. Como en el proceso **840**, si se determina que uno o más criterios de aceptación en el proceso **860** no cumplen, el proceso **860** puede volver a la fase de calibración del proceso **820**.  
55

En una realización preferida, en función de la insuficiencia criterios detectados, el proceso **860** puede determinar si es necesario para volver a la fase de calibración del proceso **820** o solo a la fase de enfoque del proceso **840**. Los fallos de los criterios que resultan en un retorno a la fase de calibración del proceso **820** pueden incluir, pero no se limitan a, ausencia de pupilas en la imagen actual, tamaño(s) inaceptable(s) en las imágenes actuales o de referencia, cambio inaceptable en el tamaño de la pupila entre imágenes actuales y de referencia, distancia inaceptable entre pupilas en la imagen actual, cambio inaceptable en la distancia entre pupilas entre imágenes  
60

5 actuales y de referencia, o dirección inaceptable de la mirada en las imágenes actuales y de referencia. Los fallos de los criterios que dan como resultado un retorno solo a la fase de enfoque del proceso **840** pueden incluir, pero no se limitan a, ausencia de pupilas en la imagen de referencia, cambio inaceptable en la posición de la pupila entre las imágenes actuales y de referencia, distancia inaceptable entre pupilas en la referencia imagen, posiciones de brillo inaceptables en las imágenes actuales y de referencia, cambios inaceptables en las posiciones de brillo entre las imágenes actuales y de referencia, o cambios inaceptables en la dirección de la mirada entre las imágenes actuales y de referencia.

10 Cuando los criterios asociados con la determinación, en la etapa **868**, se satisfacen, la imagen adquirida puede ser almacenada, en la etapa **870**, para ser utilizada en el análisis de errores de refracción. Después de almacenar la imagen adquirida, en la etapa **870**, se puede hacer una determinación adicional, en la etapa **872**, para identificar si las imágenes asociadas con cualquiera de los 23 patrones LED de estímulo quedan por capturar. El proceso **860** puede repetirse hasta que cada uno de los 23 patrones de LED de estímulo, y la imagen adquirida correspondiente para cada uno, satisfaga los criterios de aceptación y se almacene. Una vez que se hayan adquirido y almacenado las 23 imágenes, el proceso **800** puede continuar con la ejecución, en la etapa **812**, de un análisis de las respuestas oculares asociadas con cada una de las imágenes guardadas con el fin de realizar el error de refracción y los análisis de la mirada.

20 La adquisición de imágenes de pupila se produce a lo largo de un examen ocular hasta que todas las imágenes asociadas con la fase del protocolo de examen (es decir, la presentación de los 23 estímulos y la recopilación de las respuestas oculares correspondientes) se capturan con éxito. Como tal, debe emplearse un método fiable para detectar pupilas. El método empleado por el dispositivo **100** se describe con referencia al diagrama de flujo ilustrado en la **figura 9**, que representa un proceso de adquisición de pupilas **900** altamente fiable.

25 El proceso de adquisición de pupilas **900** puede estar compuesto de dos operaciones básicas, las operaciones de pantalla completa (etapas **902-908**) y las operaciones de candidatos de pupilas (etapas **910-918**). Para iniciar el proceso de adquisición de pupila **900**, se captura una imagen de alta resolución, en la etapa **902**, por el componente de captura de imágenes **104** al presentar estímulos cercanos a infrarrojo a un examinado. Como se describió anteriormente, el componente de captura de imágenes **104** puede establecerse en 752 (horizontal) por 480 píxeles (vertical), como se ilustra en la **figura 7B**, para proporcionar una captura de imágenes de alta resolución. Al adquirir la captura de imágenes de alta resolución, la imagen puede diezmarse o submuestrearse, en la etapa **904**, para reducir el tiempo de cálculo para el aislamiento preliminar de las pupilas candidatas. Por ejemplo, al diezmar la imagen de alta resolución, cada cuarto de pixel puede ser copiado en una matriz de submuestreada, proporcionando de este modo una imagen que es 1/16 de la imagen de alta resolución (es decir, 188 x 120 píxeles).

35 Una vez que la imagen de alta resolución ha sido diezmada, un filtro de pupila se puede aplicar, en la etapa **906**, utilizando un procedimiento de dos etapas configurado para mejorar píxeles probables que se encuentra dentro de las pupilas. Cada pase puede aplicar un núcleo optimizado, basado en una plantilla de pupila - no pupilar, escaneando qué tan bien los píxeles circundantes se ajustan a la plantilla. La aplicación del núcleo puede optimizarse para la velocidad considerando solo un número limitado de píxeles circundantes simétricamente espaciados en lugar de una matriz completa de puntos posibles. Un ejemplo de núcleo de filtrado de pupila optimizado se ilustra en la **figura 10**.

45 Con referencia a la **figura 10**, un píxel designado con una marca de referencia "x" corresponde al píxel central de la plantilla del núcleo, los píxeles designados con una marca de referencia "-" se consideran píxeles ubicados en una región pupilar de la plantilla del núcleo, y los píxeles designados con una marca de referencia "/" se consideran píxeles ubicados en una región no pupilar de la plantilla del núcleo. Las secciones restantes de la plantilla del núcleo, situadas entre la pupila designada y las regiones no pupilares, no se examinan ni se utilizan, lo que permite que la plantilla del núcleo acomode los tamaños de pupila variables. Todos los demás píxeles, sin marcar en la **figura 10**, igualmente no se examinan.

50 El uso de la plantilla núcleo de filtrado de la pupila de la **figura 10**, la salida máxima se logra cuando los píxeles en la región de pupila designada de la plantilla tienen una alta intensidad y los píxeles en la región designada no pupilar de la plantilla tienen una intensidad baja. Inicialmente, la salida puede ser la diferencia entre la pupila promedio y las intensidades de píxeles no pupilares promedio. La salida puede reducirse aún más cuando los valores de intensidad no pupilar son similares al fondo (intensidad de imagen promedio) y cuando aumenta la varianza de los anillos de píxeles internos y externos no pupilares.

60 Después de la aplicación del núcleo de filtrado de la pupila, la imagen mejorada resultante puede guardarse, en la etapa **908**, en una lista de candidatos de pupila. Se puede generar un mapa de pupilas candidatas utilizando un procedimiento combinado de umbral y conectividad de píxeles. El umbral puede determinarse empíricamente a partir de la salida filtrada y puede calcularse de la siguiente manera:

$$\text{Umbral} = \text{Fondo\_Medio} + \left[ \frac{\text{Salida\_Max} - \text{Fondo\_Medio}}{6} \right]$$

Donde un valor de fondo medio es representativo de la intensidad de píxel promedio de una imagen de salida filtrada completa y donde un valor de salida máximo es representativo de la intensidad más alta en la imagen de salida filtrada. La conectividad de píxeles puede basarse en un algoritmo de relleno de inundación, donde a los píxeles conectados se les asigna un identificador candidato. En muchos casos, múltiples candidatos estarán presentes en cada mapa de candidatos.

Al término de las operaciones de marco completo, una transición puede entonces hacerse a las operaciones candidatos de pupila del proceso **900**. Las operaciones de los candidatos de pupila se realizan en cada imagen almacenada, en la etapa **908**, en la lista de candidatos de pupila. Se puede recuperar a un candidato de pupila, en la etapa **910**, para iniciar las operaciones del candidato de pupila. Para cada candidato de pupila recuperado, se proporciona un rectángulo delimitador que abarca el candidato de pupila. Las dimensiones que definen los lados del rectángulo delimitador pueden determinarse por los números de columna de píxeles de la izquierda y la derecha de un candidato de pupila, y las filas de píxeles de la parte superior e inferior del candidato de pupila. Los candidatos de pupila que tengan rectángulos delimitadores con un ancho o alto que comprenda menos de dos (2) píxeles son rechazados inmediatamente. Si se retiene un candidato de pupila, el centro del rectángulo delimitador se puede ajustar para que coincida con la posición equivalente en una imagen de alta resolución correspondiente del candidato de pupila, generando un cuadrado delimitador inicial (65 x 65 píxeles) para identificar, en la etapa **912**, una región de interés (ROI) en la imagen de alta resolución. Todas las operaciones a partir de este momento pueden realizarse en la versión de alta resolución de la subimagen de ROI.

La ROI para un candidato de pupila se puede binarizar, en la etapa **914**, para identificar los píxeles del borde de la pupila. Un enfoque de método dual que comprende un método de intensidad de píxeles y un método de pseudo gradiente, como se ilustra en la **figura 11A**, puede usarse para binarizar la ROI, cada método produce un mapa binario de píxeles de borde de la pupila. El enfoque de método dual se describe con referencia al diagrama de flujo ilustrado en la **figura 11B**, que proporciona un proceso de identificación del borde de la pupila **1100** que emplea tanto el método de intensidad de píxel como el método de pseudogradient. El proceso **1100** se inicia obteniendo, en la etapa **1102**, la ROI para un candidato de pupila seleccionado. Al obtener la ROI para el candidato de pupila, se pueden aplicar tanto la intensidad de píxel como los métodos de pseudogradient del proceso **1100**.

En el método de intensidad de los píxeles del proceso **1100**, la identificación de píxeles pupila dentro de la ROI de un candidato de pupila se realiza a través de binarización. La ROI del candidato de pupila se somete a una binarización, en la etapa **1104**, para ayudar a distinguir los píxeles pupilares de los píxeles no pupilares dentro de la ROI. Se utiliza un valor umbral durante la binarización y se puede determinar a partir de un histograma de intensidad (es decir, brillo) de la ROI. En la ROI, las intensidades del borde de la pupila se mezclarán con píxeles no pupilares, y los píxeles no pupilares serán más oscuros que los píxeles pupilares. El recuento de píxeles no pupilares en la parte de baja intensidad del histograma será mayor que el de los píxeles pupilares, como se ilustra en el histograma de intensidad de la **figura 11C**.

Para aislar la distribución de puntos de la pupila, la intensidad con el punto más alto en la distribución de número de píxeles en la más baja aproximada del 40 % del histograma se pueden encontrar primero y se registró como la intensidad mediana (fondo) para el área alrededor de la pupila. A continuación, se puede examinar la distribución de los puntos de la pupila a intensidades por debajo del valor medio y se supone que la simetría en el lado alto del valor medio construye una distribución asociada con los puntos no pupilares solamente. La distribución de los puntos no pupilares se puede restar de la distribución total para aislar solo la distribución de los puntos pupilares. Cualquier recuento negativo de píxeles resultante de la resta se establece en recuentos de píxeles cero, al igual que todas las intensidades iguales o menores que la mediana. El histograma resultante será una estimación conservadora de las intensidades en la pupila dentro de la ROI.

Usando el histograma resultante, un valor medio de intensidad pupilar se calcula y el umbral se puede establecer en un valor punto medio entre el valor de intensidad mediana no pupilar y el valor medio de intensidad de pupilar. Este valor umbral se utiliza para generar una imagen binaria de la ROI, donde los valores de intensidad de la pupila por debajo del valor de umbral se establecen en cero y los valores de intensidad de la pupila por encima o igual al valor de umbral se establecen en uno. Luego se detectan los bordes de la pupila, en la etapa **1105**, buscando en todas las filas y columnas de la imagen binaria generada, avanzando hacia fuera desde un punto central especificado (cx, cy) hasta que se encuentra un píxel no pupilar (valor cero). Al escanear cada fila/columna, si un píxel de pupila no tiene un píxel de pupila adyacente (valor distinto de cero) en la siguiente fila/columna, entonces se supone que se encuentra el borde de la pupila y se termina la exploración en esa dirección.

Después de generar un mapa binario de puntos de borde utilizando el método de intensidad de los píxeles, se emplea el método de pseudogradient del proceso **1100** para generar un segundo mapa binario de puntos de borde para un candidato de pupila. En el método de pseudogradient, los píxeles del borde de la pupila se detectan

usando una tasa de cambio de intensidad a través de una imagen calculando, en la etapa **1106**, un pseudogradiante en cada píxel. Con referencia a la rejilla de píxeles ilustrada en la **figura 11D**, el pseudogradiante en un píxel se calcula de la siguiente manera:

$$Pseudo = \frac{|p(x+1, y) - p(x-1, y)| + |p(x, y+1) - p(x, y-1)|}{2}$$

El cálculo de pseudogradiante es tan efectivo como un cálculo de gradiente estándar, que se calcula de la siguiente manera:

$$Gradiente = \sqrt{[p(x+1, y) - p(x-1, y)]^2 + [p(x, y+1) - p(x, y-1)]^2}$$

Sin embargo, el uso de un cálculo de pseudogradiante elimina la necesidad de un cálculo de raíz cuadrada computacionalmente costoso en cada píxel.

Después de que el pseudogradiante se calcula en cada píxel, la imagen resultante está sujeta a binarización, en la etapa **1107**, usando un valor umbral. Aquí, la determinación del valor umbral para propósitos de binarización depende de un resultado obtenido por el método de intensidad de pupila, específicamente, el número de píxeles de borde encontrados en la aplicación del método de intensidad de píxel. El número de píxeles de borde producidos por el método de intensidad de píxeles se puede escalar en cuatro (4), un valor seleccionado empíricamente, y se supone que es el número máximo de píxeles de borde que se puede encontrar usando el método de pseudogradiante. La escala es necesaria, ya que el borde de la pupila cedido por un método de pseudogradiante no será un borde limpio de un píxel de espesor, como se ilustra en la **figura 11E**. Dado este número máximo de píxeles de borde, se puede realizar una búsqueda de arriba hacia abajo a través de un histograma de pseudogradiante hasta que se haya acumulado el número máximo de píxeles de borde. La intensidad de píxel donde esto se produce puede tomarse como el valor umbral para propósitos de binarización de la imagen de pseudogradiante.

Los mapas binarios producidos por la intensidad de los píxeles y los métodos pseudogradiante se pueden combinar, en la etapa **1108**, para generar un mapa de los píxeles del borde de la pupila comunes. Entonces se puede aplicar un filtro al mapa, en la etapa **1110**, usando un conjunto de criterios predefinidos para identificar elementos de píxeles indeseables. Se puede ejecutar una primera determinación, en la etapa **1112**, para identificar si están presentes píxeles de borde aislados. Un píxel de borde aislado puede ser un píxel que no está conectado a ningún otro píxel de borde o puede ser un píxel no emparejado con otro píxel de borde en su fila/columna. Se puede ejecutar una segunda determinación, en la etapa **1114**, para identificar si los píxeles internos del borde están presentes. Un píxel de borde interno puede ser un píxel que se encuentra entre otros dos píxeles en su fila/columna (por ejemplo, 3 píxeles en una fila o columna). Si se determina que están presentes píxeles de borde aislados o internos, se eliminan, en la etapa **1116**, y se genera un mapa final de píxeles de borde de pupila, en la etapa **1118**.

Después de que el mapa final se identifica, los correspondientes píxeles de borde pupila pueden ser almacenados, en la etapa **916**, y un círculo de mejor ajuste se pueden aplicar, en la etapa **918**, utilizando un método de mínimos cuadrados. La aplicación del círculo de mejor ajuste, utilizando los píxeles finales del borde de la pupila, identifica la posición y el tamaño de la pupila. Se pueden usar varios criterios para evaluar y rechazar candidatos a pupilas indeseables en función de los parámetros de círculo de mejor ajuste. Los candidatos de pupila pueden ser rechazados, por ejemplo, si se determina que el centro de una pupila se encuentra fuera del cuadrado delimitador del candidato, si se determina que el diámetro de una pupila es menor de 2 mm o mayor de 10 mm, si el 12,5 % de los puntos de borde filtrados están a más de 1/3 mm del perímetro del círculo, si el 50 % de los puntos de borde sin filtrar están a más de 1/3 mm del perímetro del círculo, se seleccionan combinaciones de los mismos o cualquier otro criterio aplicable para determinar la idoneidad de un candidato de pupila para someterse a análisis de error de refracción.

Una vez que un candidato de pupila ha sido objeto de las operaciones de candidatos de pupila, se toma una determinación, en la etapa **920** del proceso **900**, si permanece alguno de los candidatos de pupila. Si es así, las operaciones del candidato de pupila vuelven al principio y recuperan, en la etapa **910**, el próximo candidato de pupila para la binarización y una aplicación de círculo de mejor ajuste. Una vez que todos los candidatos de pupila han sido sometidos a las operaciones de candidatos de pupila, se puede ejecutar un proceso de análisis de error de refracción **1200** procesando la lógica bajo el control del programa de ordenador en el dispositivo **100**.

### Análisis de error de refracción

El error de refracción se define como la corrección óptica que proporcionaría una buena visión. En oftalmología y optometría, las correcciones ópticas se describen casi universalmente utilizando tres valores: una potencia esférica (sph), una potencia cilíndrica (cil) y una orientación (eje) para el cilindro. Dado un estado general de refracción del ojo, la esfera, el cilindro y la orientación se pueden usar para calcular el error de refracción a lo largo de cualquier meridiano del ojo. En el dispositivo de proyección ocular de fotorrefracciones **100**, se emplea un método inverso

donde, dado el error de refracción a lo largo de los meridianos 0°, 60°, 120° del ojo, estos errores de refracción meridional se pueden combinar para determinar el estado refractivo global del ojo. El cálculo se compone de un proceso de dos etapas, donde las variables intermedias A, B y D se determinan de la siguiente manera:

$$A = \frac{r(0^\circ) + r(60^\circ) + r(120^\circ)}{3}$$

$$B = \frac{-2 * r(0^\circ) + r(60^\circ) + r(120^\circ)}{3}$$

$$D = \frac{r(60^\circ) - r(120^\circ)}{\sqrt{3}}$$

Con valores para A, B y D, el error de refracción general se determina usando:

$$sph = A - \sqrt{(B^2 + D^2)}$$

$$cyl = 2 * \sqrt{(B^2 + D^2)}$$

$$eje = -0,5 * \tan^{-1}\left(\frac{D}{B}\right)$$

Una vez que se ha calculado el eje, se puede agregar un ángulo de rotación de inclinación de la cabeza para producir el error de refracción final.

El patrón de luz en una pupila debido a la reflexión retinal, o reflejo, de un ojo en respuesta a un estímulo de LED NIR es dependiente del estado refractivo del ojo. En la aplicación de los LED NIR **106b** dispuestos en la matriz de LED **106**, los factores que influyen en el reflejo incluyen la posición angular (es decir, los meridianos) de los LED NIR **106b** y la distancia perpendicular (es decir, la descentración) de los LED NIR **106b** desde el eje óptico central del componente de captura de imágenes **104**. Para una descentración dada, los marcos de imagen capturados se analizan para determinar los reflejos de los patrones de iluminación proporcionados a lo largo de las líneas de eje 0°, 60°, 120° y, respectivamente, a lo largo de sus líneas conjugadas 180°, 240° y 300° correspondientes. Los resultados de los dos marcos de imagen del eje y las líneas conjugadas a lo largo del mismo meridiano se pueden combinar para determinar una potencia de refracción a lo largo de ese meridiano.

Se describe un proceso **1200** para determinar la potencia refractiva a lo largo de un meridiano con referencia al diagrama de flujo ilustrado en la **figura 12**. El proceso **1200** puede iniciarse mediante la eliminación, en la etapa **1202**, de brillos corneales de las regiones de la pupila en el eje y las imágenes de conjugados correspondientes. El brillo, que también se conoce comúnmente como la primera imagen de Perkinje o el reflejo de Hirschberg, es un reflejo especular brillante de los LED NIR desde la superficie externa de la córnea. Debido a la curvatura de la córnea, esta reflexión tiene un pequeño dominio espacial en una imagen bien enfocada. Para realizar con precisión una determinación de error de refracción, el brillo debe eliminarse del reflejo pupilar. Sin embargo, la ubicación del brillo en relación con el centro de la pupila se retiene para calcular el eje de fijación de la mirada.

Si el eje de fijación (también llamado la línea de visión) está a lo largo del eje que atraviesa el centro de la pupila y el centro de la córnea (es decir, el eje óptico), el brillo parecerá estar en el centro de la pupila. Si el eje de fijación se desvía del eje óptico, el brillo aparecerá descentrado. Se puede calcular, para una buena aproximación, el eje de fijación por la simple relación que establece que el ojo gira aproximadamente 11,5° por milímetro de descentración (los números pueden variar en la literatura). Debido a la anatomía del ojo, está bien establecido que en una posición de mirada normal, el eje de fijación no está a lo largo del eje óptico, sino que se desvía aproximadamente de 2° a 5° horizontalmente y de 1° a 2° verticalmente.

Para determinar el eje de fijación, el momento de cambio de la mirada, la duración de la fijación y secuenciales selecciones de los objetos hacia el cual se dirige la mirada no son de interés. El único propósito de monitorizar la dirección de la mirada es garantizar que un examinado esté mirando el estímulo visible para captar la atención (es decir, la dirección de la mirada es hacia el componente de captura de imágenes **104** del dispositivo de proyección ocular de fotorreflexión **100**) y detectar anomalías en el eje de fijación en uno o ambos ojos, lo que puede indicar problemas de alineación ocular (por ejemplo, estrabismo). Cualquier marco de imagen capturado en el que la dirección de la mirada no se dirige al componente de captura de imágenes **104** (por ejemplo, la mirada se dirige a la cara del operador del dispositivo) se rechaza y no se considera más. Todas las mediciones dependen de la adquisición de imágenes de la pupila que evidencian una dirección de la mirada hacia el componente de captura de

imágenes **104** dentro de una tolerancia especificada y que permite anomalías.

Para determinar la posición del brillo, un cuadrado de 65 x 65 píxeles se puede extraer de alrededor del centro de la pupila. Se puede aplicar un filtro de paso bajo a esta subimagen, en donde la subimagen filtrada se puede restar de la subimagen en bruto. La ubicación de la diferencia máxima resultante de la resta de las dos imágenes se toma como el centro del brillo. Una vez que se identifica el centro del brillo, se pueden calcular nuevos valores de intensidad para los píxeles que rodean el centro del brillo. Un área de píxeles circundante de 9 x 9 **1302** puede estar centrada en un área de píxel de brillo **1304**, como se ilustra en la **figura 13**. Se pueden calcular nuevos valores de intensidad utilizando un promedio ponderado de cada píxel en el área **1302** que rodea el área **1304** para la interpolación de brillo. La ponderación para cada píxel en el área **1302** puede basarse en la distancia del píxel desde el píxel que se está interpolando.

Después de la eliminación de los reflejos corneales, en la etapa **1202**, un filtro de paso bajo se puede aplicar, en la etapa **1204**, a la región de pupila en cada imagen para eliminar el ruido de alta frecuencia a partir de los datos reflejados. Una vez que se elimina el ruido de las imágenes, el proceso **1200** puede proceder a ejecutar una rotación, en la etapa **1206**, de las imágenes de la pupila para alinear los ángulos de estímulo con el meridiano horizontal. Por ejemplo, un conjunto de LED **106** proporciona un emparejamiento de descentricidad de estímulos que comprende el LED NIR central **25** y el LED NIR **36**, a lo largo de la línea del eje del meridiano de 60°, como se ilustra en la imagen (a) de la **figura 14**. En una realización preferida, la imagen de la pupila resultante de este estímulo se puede girar en sentido antihorario 120° centrada en el centro de la pupila para llevar el meridiano de interés a lo largo del meridiano horizontal, como se ilustra en la imagen (b) de la **figura 14**. Esto requiere la capacidad de interpolar entre píxeles para crear una imagen girada con el mismo espacio entre píxeles para todos los ejes. Una vez que se ha girado la imagen, se puede extraer una tira de 25 x 11 píxeles, en la etapa **1208**, para su posterior procesamiento. Una sección resaltada **1402**, como se ilustra en la imagen (c) de la **figura 14**, indica la tira de píxeles de 25 x 11 que se puede usar en los análisis. Este proceso de rotación y extracción se realiza en imágenes de pupila en respuesta a estímulos proporcionados tanto en la línea del eje como en la línea conjugada correspondiente para la misma descentración en un meridiano seleccionado.

La relación de imagen (división) es una técnica para la mejora de características que usa dos vistas del mismo objeto y puede expresarse matemáticamente como:

$$R(i, j) = \frac{V(i, j)_{Eje}}{V(i, j)_{Conjugado}}$$

Donde (i, j) son coordenadas de píxeles de las imágenes de entrada y salida (es decir, división píxel por píxel). La relación de imágenes es útil para enfatizar las diferencias entre dos imágenes, mientras se suprimen las similitudes. A diferencia de la simple sustracción de imágenes, la relación también cancela los factores multiplicativos (por ejemplo, ganancia del sensor de imagen, tiempo de exposición y aumento debido a pequeños errores de distancia) comunes a ambas imágenes.

Un enfoque de relación único se implementa la lógica de procesamiento bajo control de programa de ordenador en el dispositivo **100**. En el proceso **1200**, el eje y las imágenes conjugadas correspondientes se usan como imágenes de entrada, donde se calcula la relación de valores de intensidad de píxeles para el eje y las tiras de píxeles conjugadas correspondientes, en la etapa **1210**. Un ejemplo de la relación de imagen de pupila en el proceso **1200** se ilustra en la **figura 15**, donde las imágenes (a) y (b) son, respectivamente, imágenes de entrada de eje y conjugadas generadas en respuesta a un estímulo presentado a lo largo del meridiano de 0° en descentraciones de 12,70 mm desde el LED NIR central **25** (ver la **figura 4B**). El resultado de la relación, como se ilustra en la imagen (c) de la **figura 15**, puede mejorar el contraste. Una representación de pseudocolor, como se ilustra en la imagen (d) de la **figura 15**, de la relación resultante, como se ilustra en la imagen (c) de la **figura 15**, también se puede proporcionar, donde un rectángulo interno **1502** es representativo de la tira de píxeles de 25 x 11 utilizada en el análisis de error de refracción.

Como se ilustra en la **figura 16A**, solo los pares de tiras de 25 x 11 píxeles rotados y extraídos del centro de la pupila se someten a una relación. La tira de píxeles de relación 25 x 11 resultante se analiza, en la etapa **1212**, para generar una medida que se correlaciona con el error de refracción. El análisis en la etapa **1212** puede utilizar uno de los dos correlatos de error de refracción que comprenden un correlato de pendiente de perfil y un correlato de coeficiente de análisis de componentes principales (PCA).

En la generación de la correlación pendiente del perfil, las once (11) líneas de exploración de la tira de píxel relación pueden promediarse, como se ilustra en la **figura 16B**, para producir un solo vector de perfil que tiene elementos de 25 píxeles. La pendiente del vector de perfil se calcula donde los valores y son los valores de perfil y los valores x varían de -12 a 12 (25 píxeles). Al generar el correlato del coeficiente PCA, se usan tres (3) vectores en su cálculo que comprenden un vector de datos de imagen, un vector de componente PCA y un vector medio PCA. Tanto el componente PCA como los vectores medios pueden estar predeterminados y codificados, o se pueden cargar,

desde uno o más archivos de datos almacenados accesibles por la lógica de procesamiento bajo el control del programa de ordenador en el dispositivo **100**. En la correlación del coeficiente PCA, para facilitar el cálculo, la tira de datos de píxeles bidimensionales se convierte en un vector unidimensional. Transformando la rejilla de datos de imagen en un vector, como se ilustra en la **figura 16C**, se crea un vector de 275 píxeles de longitud, donde los primeros 25 píxeles están determinados por la primera fila de datos, los siguientes 25 píxeles están determinados por la segunda fila de datos, y así sucesivamente hasta que las once líneas de escaneado de la tira de píxeles de proporción estén incorporadas en el vector.

Para calcular el coeficiente de PCA, el factor medio de PCA primero se resta del vector de datos de imagen, de la siguiente manera:

$$Datos_i' = Datos_i - Media_i$$

Después de obtener la diferencia, las sumas intermedias se calculan de la siguiente manera:

$$A_{suma} = \sum_i^{275} Componente_i$$

$$B_{suma} = \sum_i^{275} Componente_i^2$$

Habiendo calculado las sumas intermedias, el coeficiente se calcula de la siguiente manera:

$$Coeficiente = \frac{\left( \sum_i^{275} Datos_i' * Componente_i \right) - A_{suma} * \left( \sum_i^{275} \frac{Datos_i'}{275} \right)}{B_{suma} - \frac{A_{suma}^2}{275}}$$

La conversión de una medida correlacionada a  $r(\theta)$ , un error de refracción en un ángulo meridiano de estímulo se puede realizar mediante comparación con un conjunto de curvas de calibración de descentricidad. Hay un total de cuatro (4) curvas, D1 a D4, una para cada descentricidad única. Las descentricidades asociadas con cada meridiano de estímulo se ilustran en la **figura 17A**, mientras que las curvas de calibración de muestra para cada una de las cuatro descentricidades se ilustran en la **figura 17B**. Las curvas de calibración se pueden definir en 1/16 etapas de dioptrías entre -8 y +8 dioptrías, resultando en 257 elementos de cada curva. Se puede calcular una curva de error agregado sobre este rango de dioptrías, de la siguiente manera:

$$Y_i = \sum_{-8D}^{+8D} \left[ (S^{\theta D1} - C_i^{D1})^2 + (S^{\theta D2} - C_i^{D2})^2 + (S^{\theta D3} - C_i^{D3})^2 + (S^{D4} - C_i^{D4})^2 \right]$$

donde  $Y_i$  es el valor de error agregado;  $S^{\theta D1}$ ,  $S^{\theta D2}$  y  $S^{\theta D3}$  son los valores correlacionados a lo largo de uno de los tres meridianos de estímulo primario en las descentricidades D1, D2 y D3, respectivamente;  $S^{D4}$  es el promedio de los

valores correlacionados a lo largo de los meridianos de estímulo de 36,59° y 143,41° en la descentricidad D4;  $C_i^{D1}$ ,  $C_i^{D2}$  y  $C_i^{D3}$  son los elementos de las curvas de calibración para las descentricidades D1, D2 y D3, respectivamente; y  $C_i^{D4}$  son los elementos de la curva de calibración para la descentricidad D4. Una muestra de la

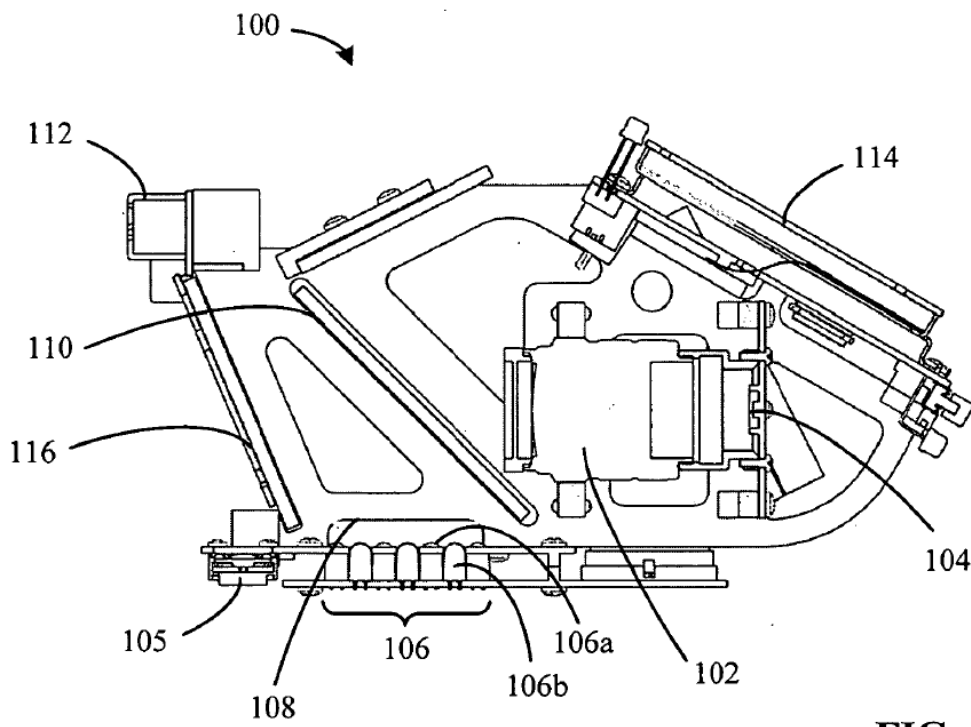
curva de error de calibración agregada se ilustra en la **figura 17C**. Para determinar el error de refracción, en la etapa **1214**, el valor de error mínimo se encuentra en la curva agregada y se selecciona su error de refracción asociado.

Aunque la descripción detallada anterior ilustra realizaciones principales de la invención, se apreciará que diversas modificaciones pueden realizarse por aquellos expertos en la técnica sin apartarse de la invención descrita en el presente documento.

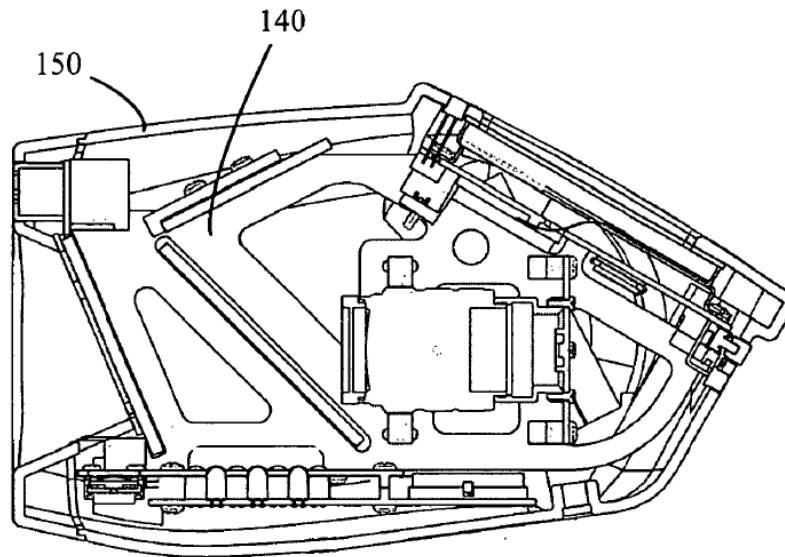
**REIVINDICACIONES**

1. Un dispositivo de proyección ocular de fotorrefracciones, que comprende un componente de captura de imágenes (104) acoplado a un componente de lente (102), una matriz de iluminación (106), comprendiendo dicha matriz de iluminación una pluralidad de fuentes de irradiación de un primer tipo (106a) y una pluralidad de fuentes de irradiación de un segundo tipo, donde dicha pluralidad de fuentes de irradiación de dicho primer tipo (106a) emiten luz en un espectro de luz visible y comprenden LED de diferentes colores, y dicha pluralidad de fuentes de irradiación de dicho segundo tipo (106b) emiten luz en un espectro de luz cercana a infrarroja, y un divisor de haz para dirigir la luz emitida desde dicha pluralidad de fuentes de irradiación de dicho primer tipo y dicha pluralidad de fuentes de irradiación de dicho segundo tipo, estando dispuesta dicha pluralidad de fuentes de irradiación de dicho primer tipo (106a) en tres anillos concéntricos, **caracterizado por que** cada uno de los tres anillos concéntricos está compuesto por más de un LED de diferentes colores separados en un patrón aleatorio.
2. El dispositivo de la reivindicación 1, donde una posición central de dicha matriz de iluminación (106) está alineada con un eje óptico de dicho componente de captura de imágenes (104).
3. El dispositivo de la reivindicación 1, donde dicha pluralidad de fuentes de irradiación de dicho primer tipo está compuesta por diodos emisores de luz (106a) de diferentes colores a longitudes de onda inferiores a 600 nanómetros.
4. El dispositivo de la reivindicación 1, donde dicha pluralidad de fuentes de irradiación de dicho segundo tipo están compuestas por diodos emisores de luz (106b) a una longitud de onda central de 850 nanómetros.
5. El dispositivo de la reivindicación 1, donde dicha pluralidad de fuentes de irradiación de dicho primer tipo (106a) se colocan entre dicha pluralidad de fuentes de iluminación de dicho segundo tipo (106b).
6. El dispositivo de la reivindicación 1, que comprende además un difusor (108) colocado cerca de dicha matriz de iluminación.





**FIG. 1A**



**FIG. 1B**

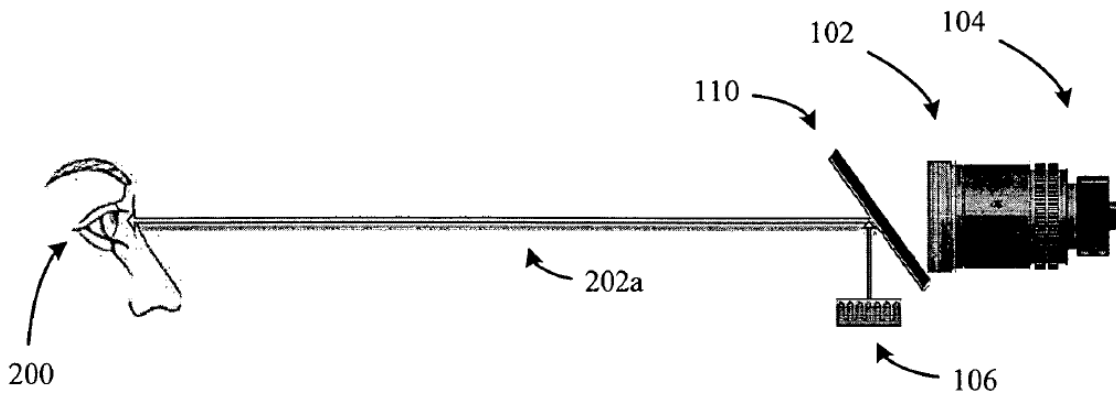


FIG. 2A

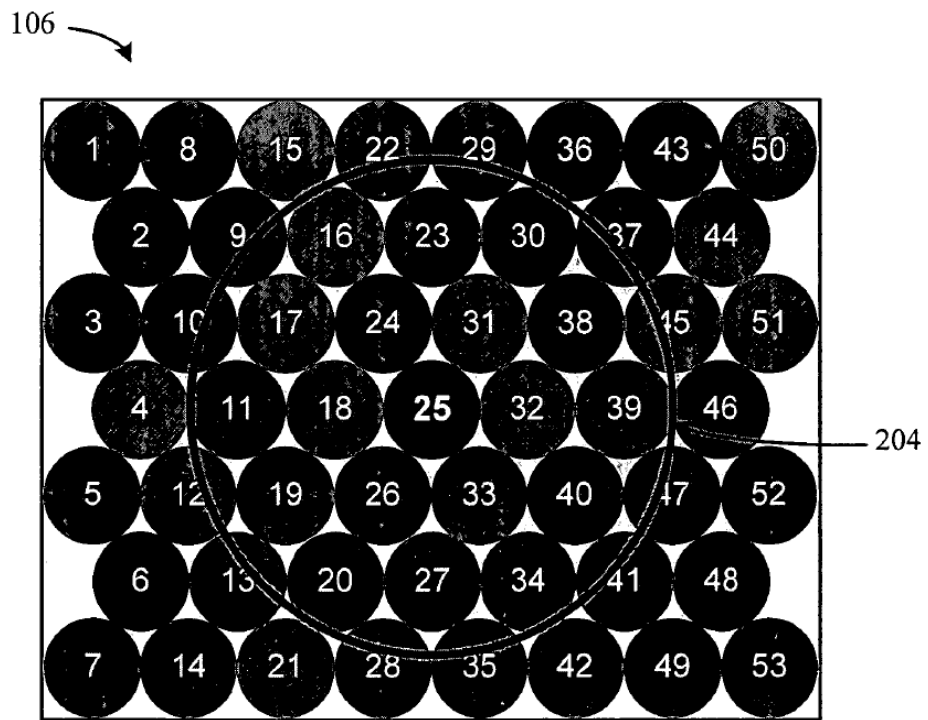
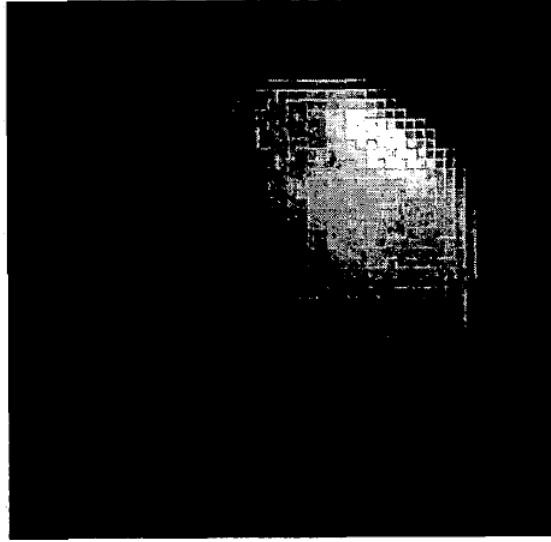
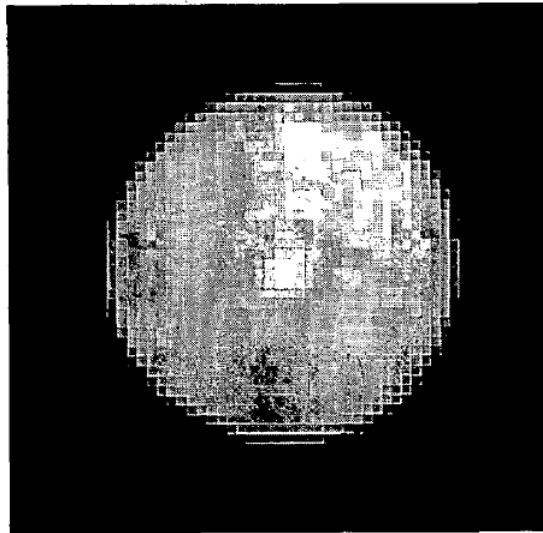


FIG. 2B



**FIG. 3A**



**FIG. 3B**

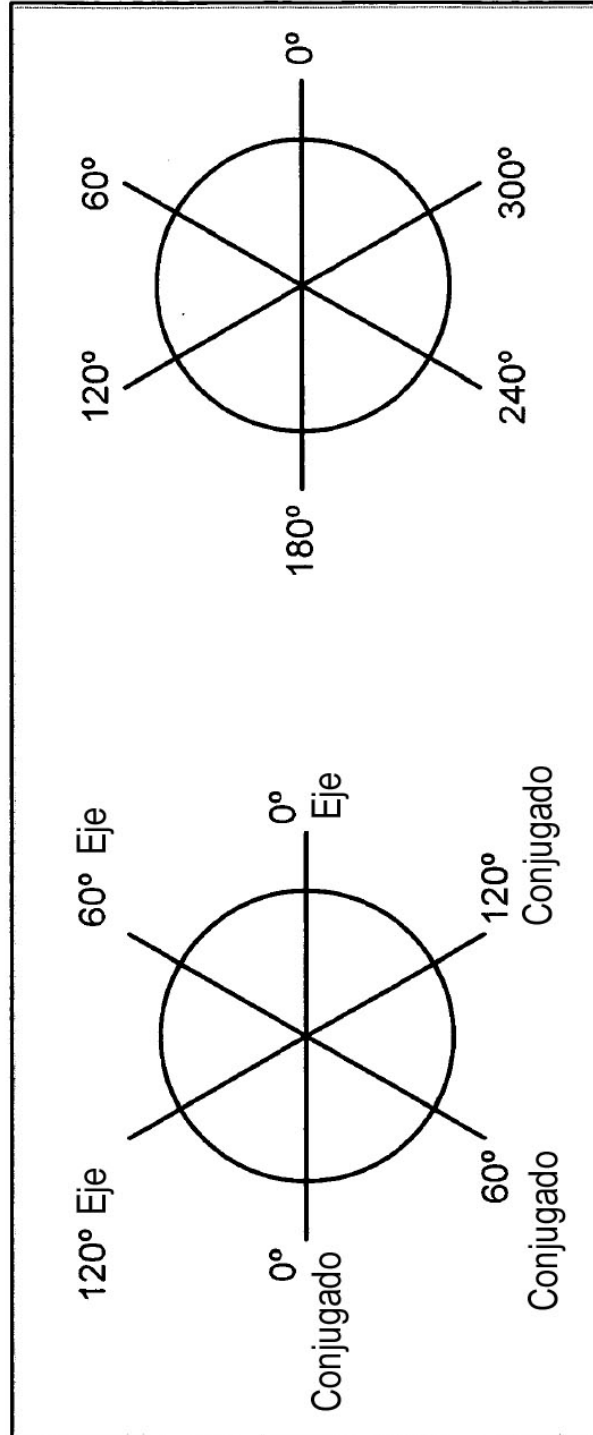


FIG. 4A

ESTÍMULOS MERIDIANO	DESCENTRADO	EJE	CONJUGADO
0°	1 (6,35mm)		
0°	2 (12,70mm)		
0°	3 (19,05mm)		

FIG. 4B

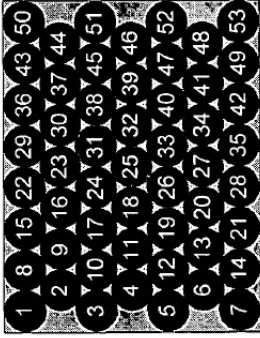
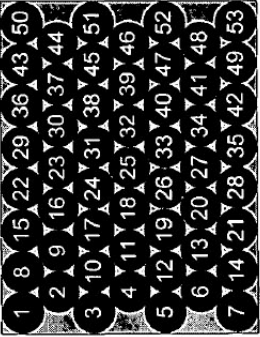
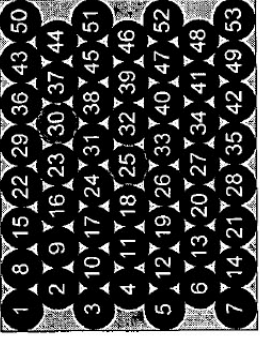
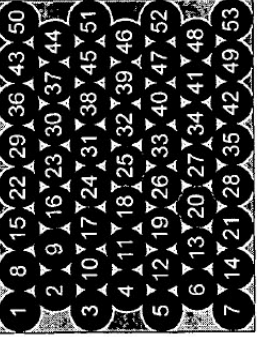
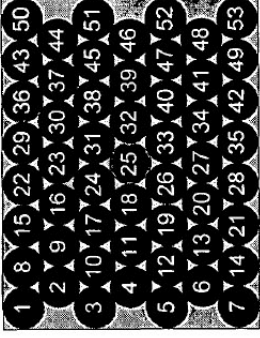
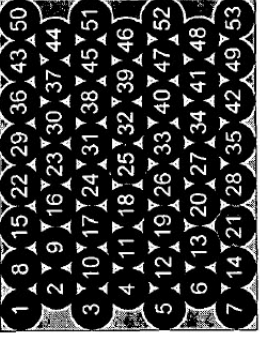
ESTÍMULO MERIDIANO	DESCENTRADO	EJE	CONJUGADO
60°	1 (6,35mm)		
60°	2 (12,70mm)		
60°	3 (19,05mm)		

FIG. 4C

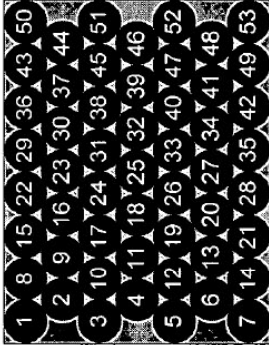
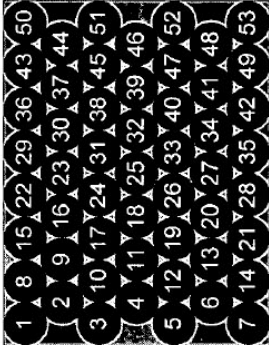
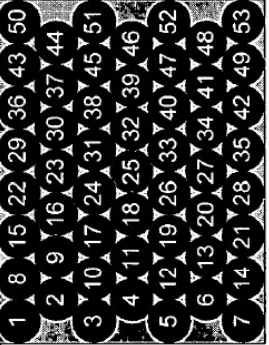
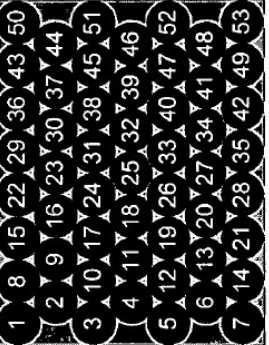
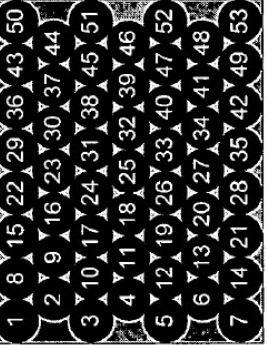
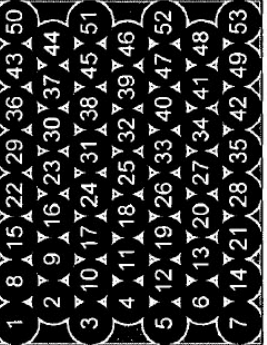
ESTÍMULO MERIDIANO	DESCENTRADO	EJE	CONJUGADO
120°	1 (6,35mm)		
120°	2 (12,70mm)		
120°	3 (19,05mm)		

FIG. 4D

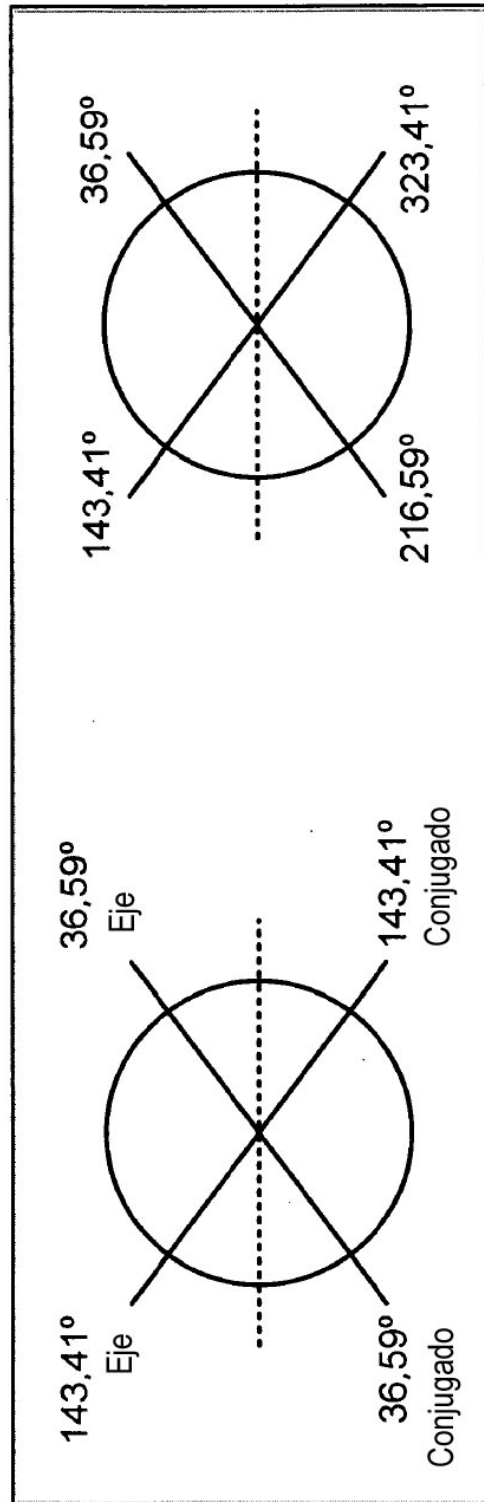


FIG. 5A



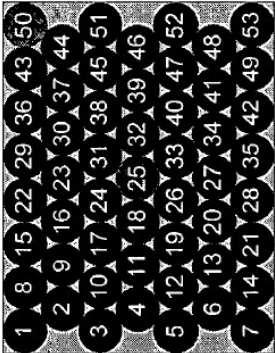
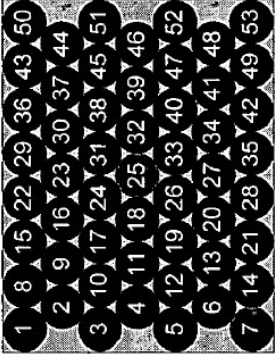
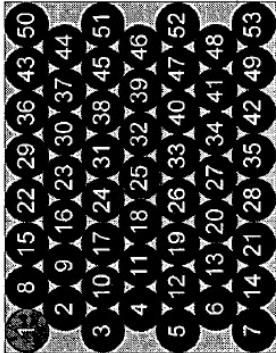
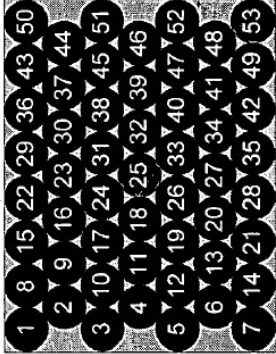
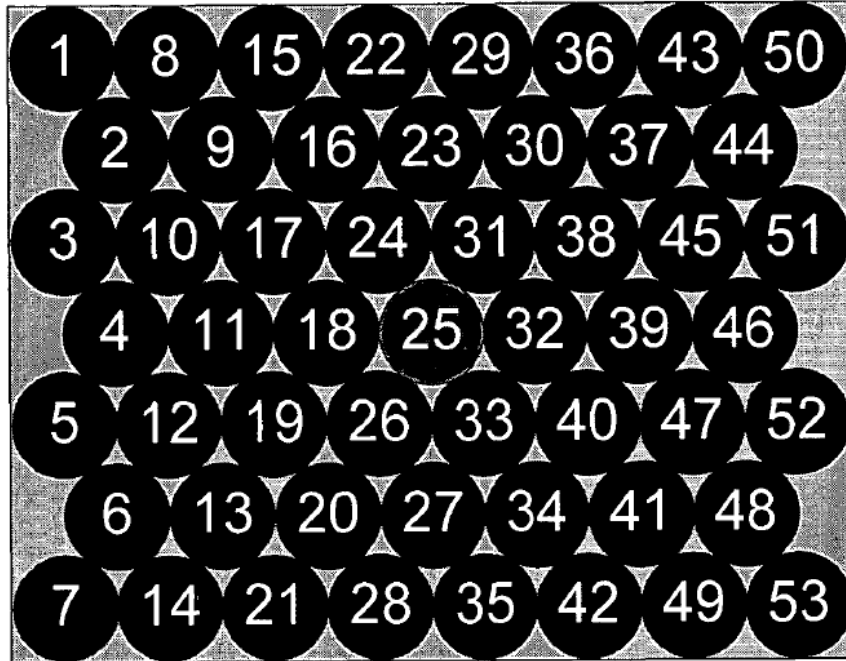
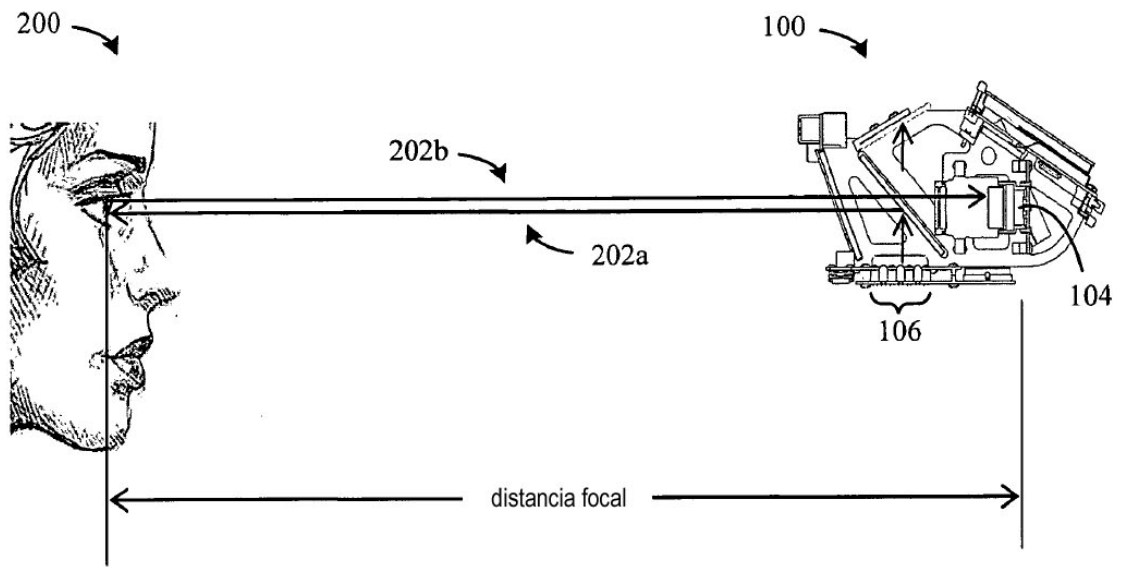
ESTÍMULO MERIDIANO	DESCENTRADO	EJE	CONJUGADO
36,59°	4 (27,68mm)		
143,41°	4 (27,68mm)		

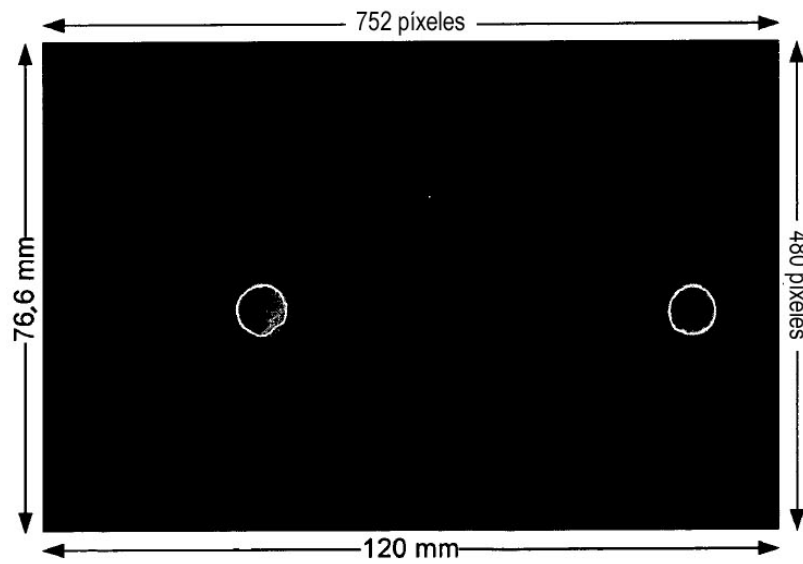
FIG. 5B



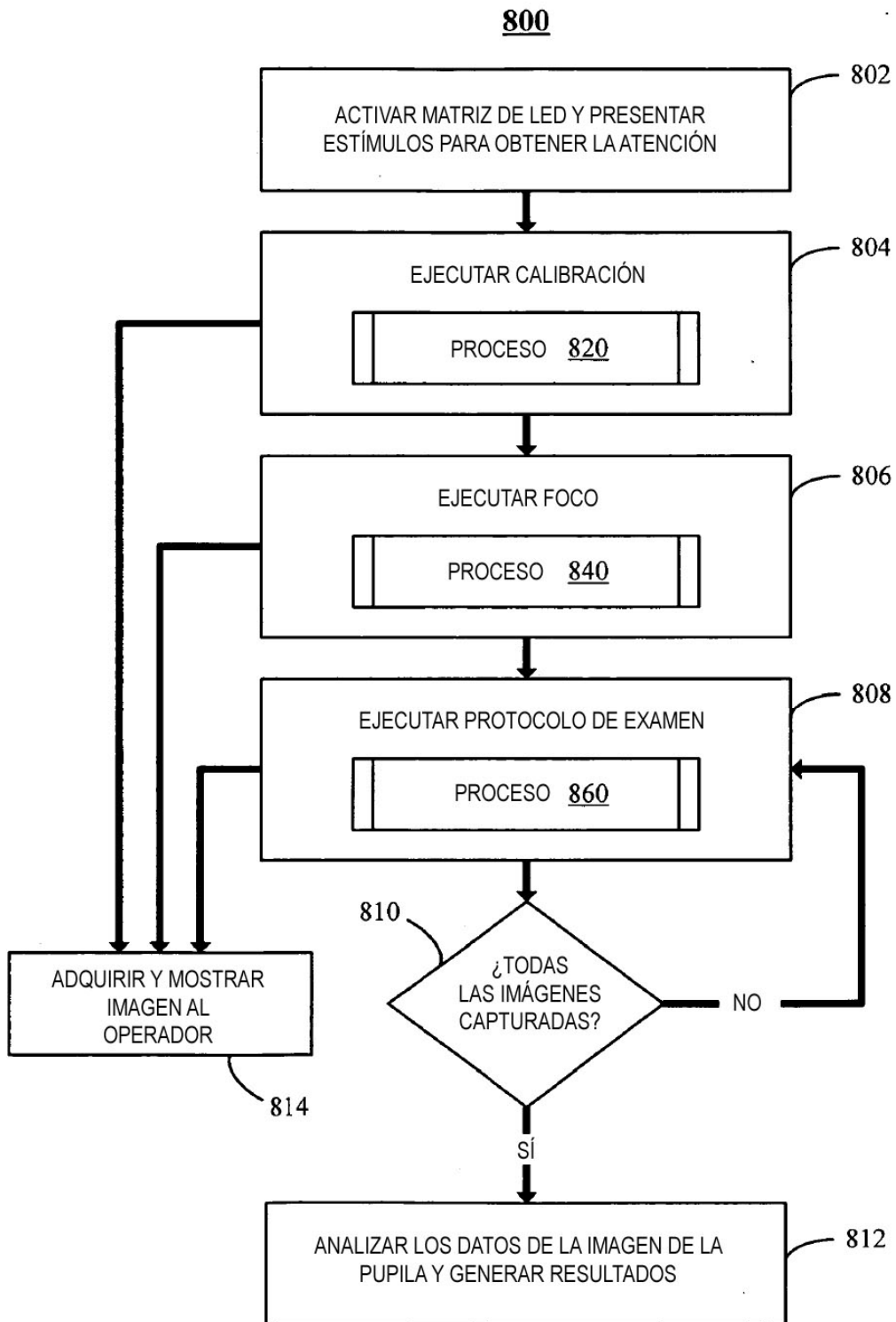
**FIG. 6**

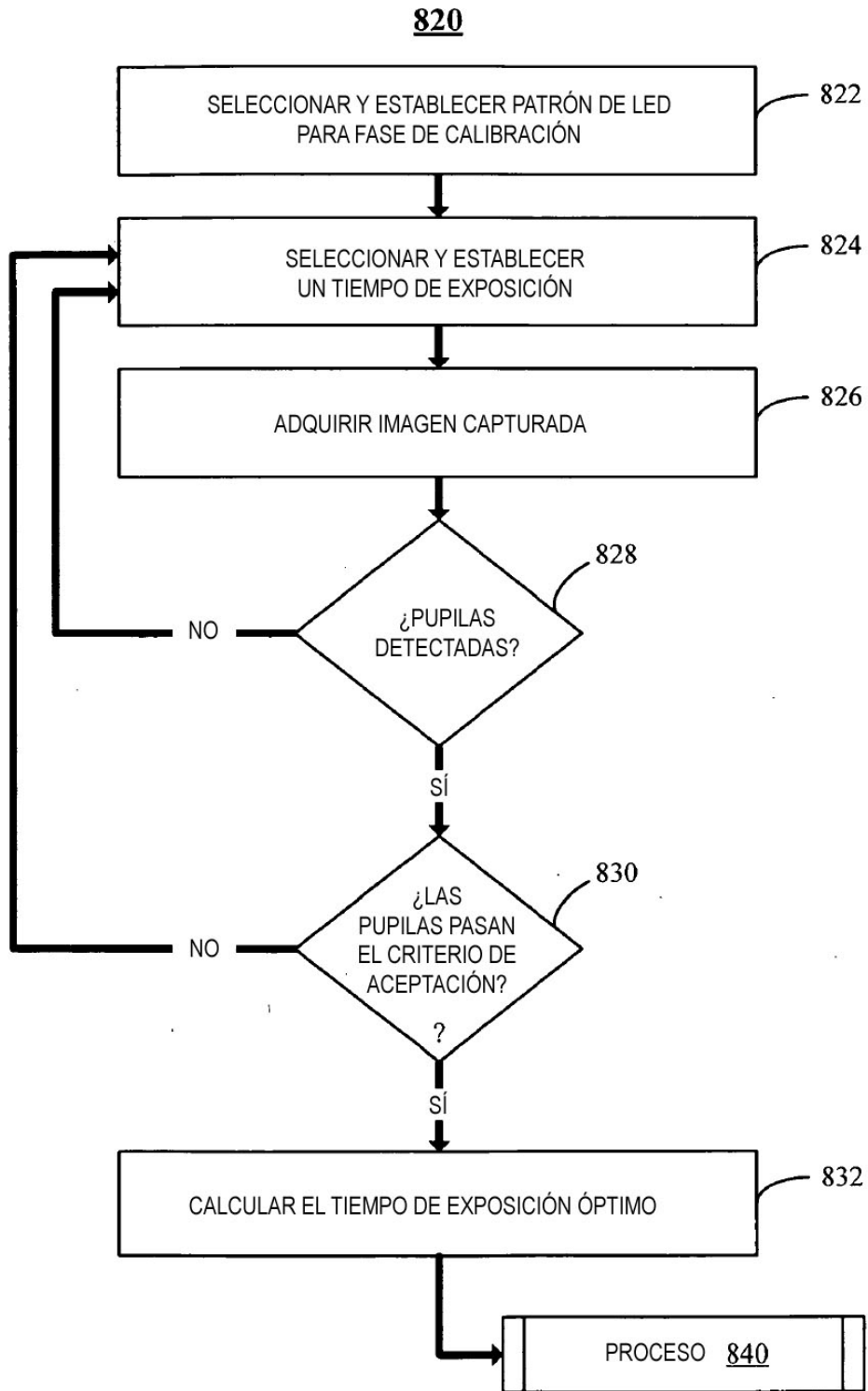


**FIG. 7A**

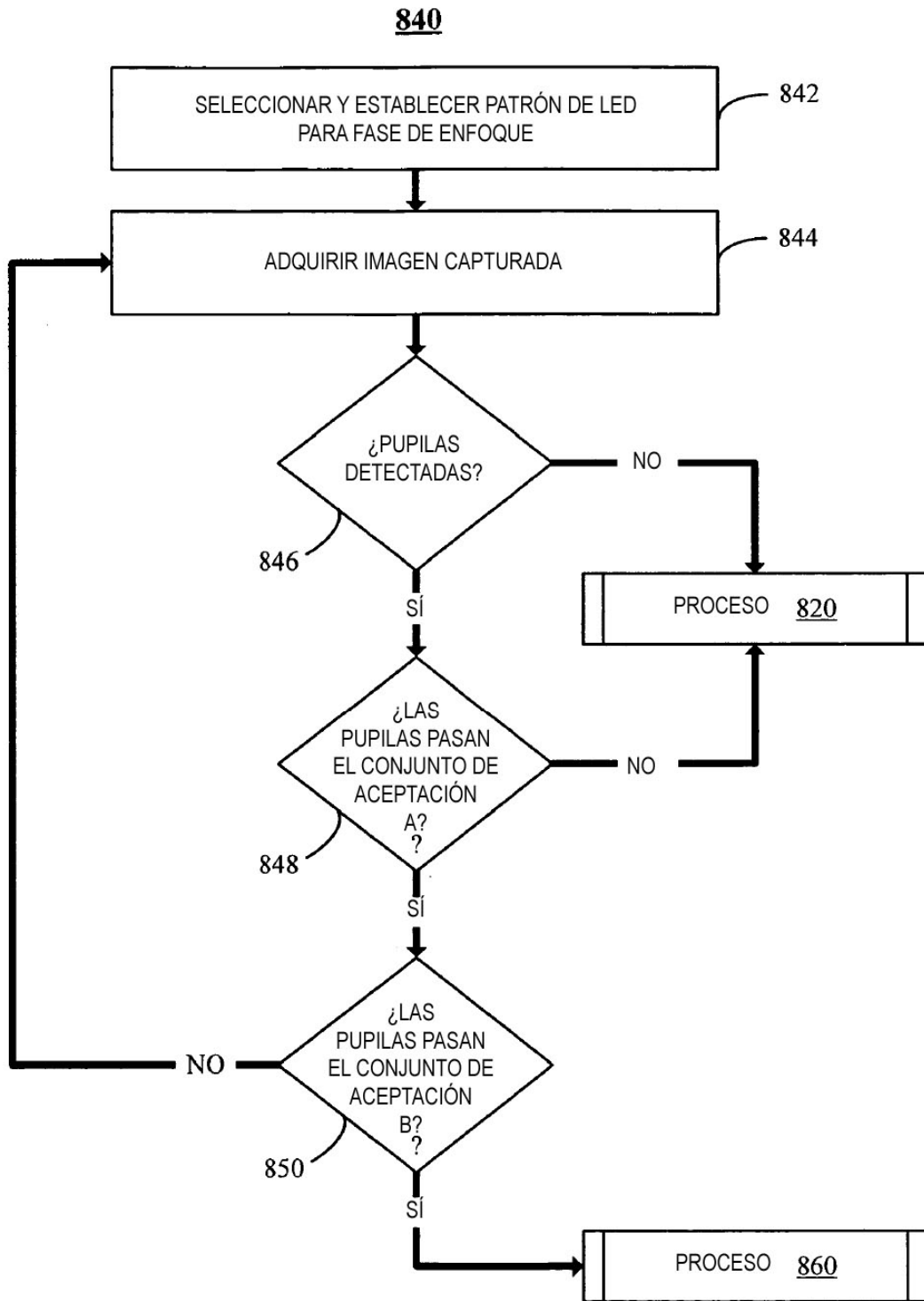


**FIG. 7B**

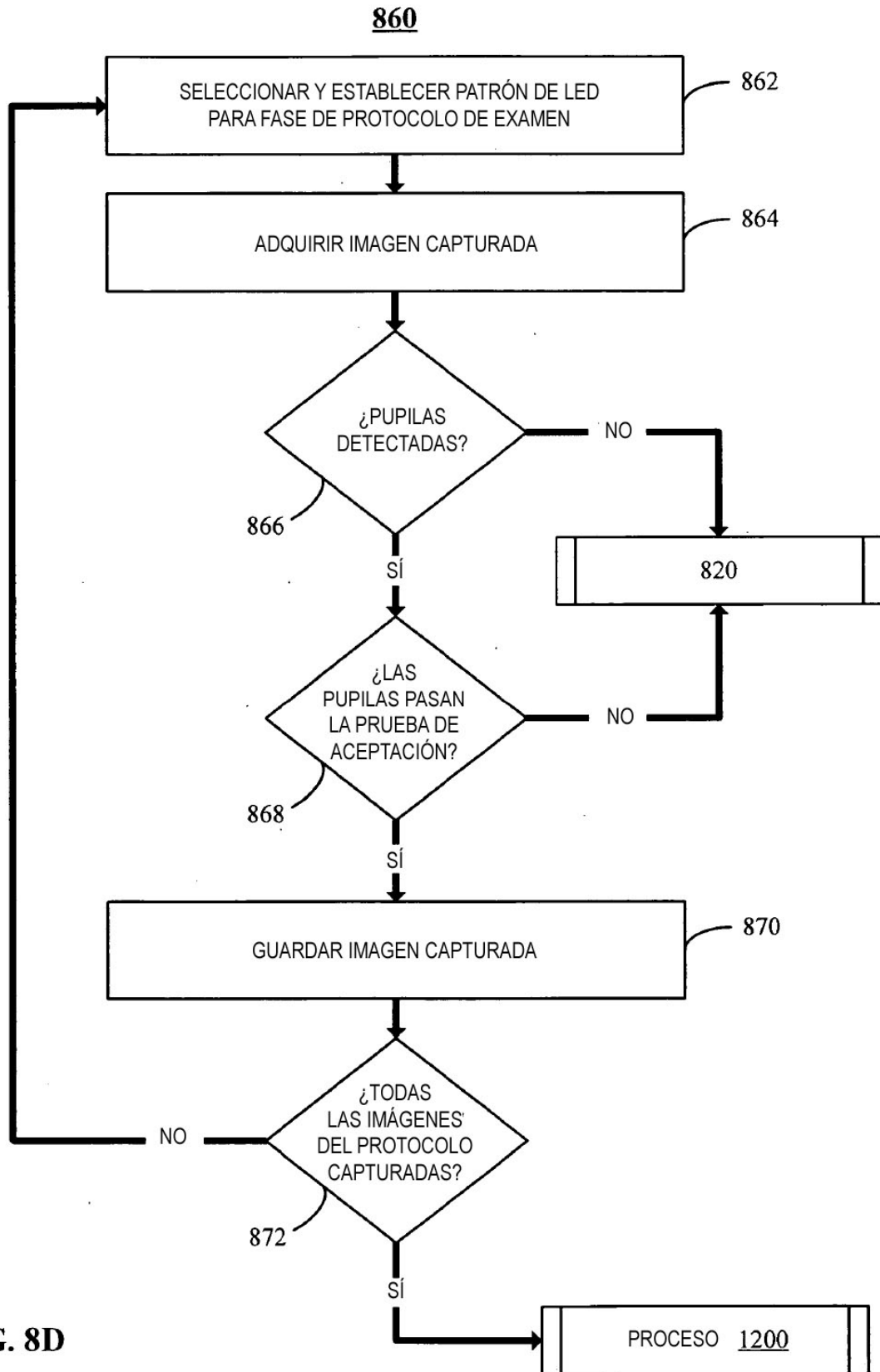




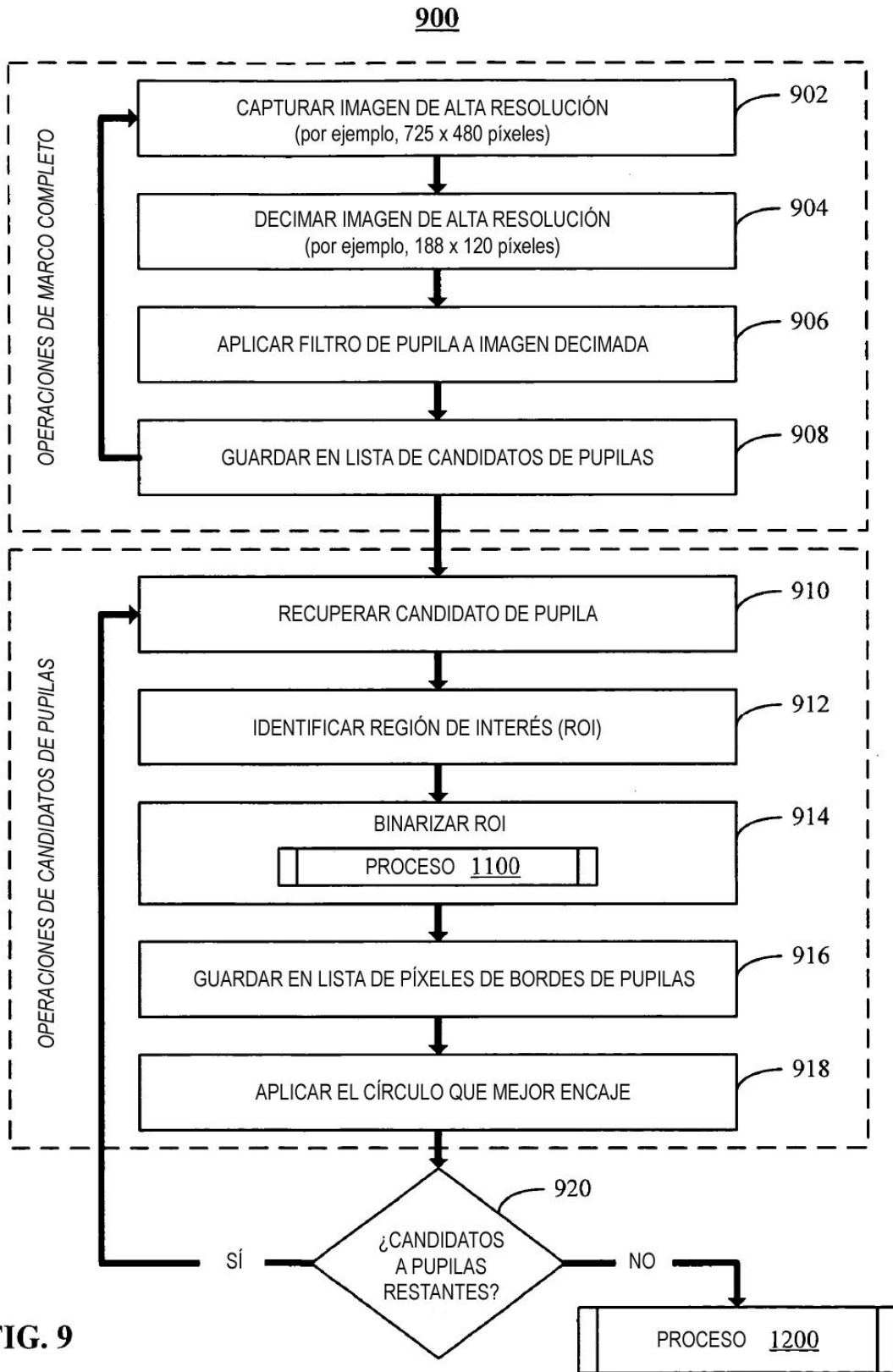
**FIG. 8B**



**FIG. 8C**



**FIG. 8D**





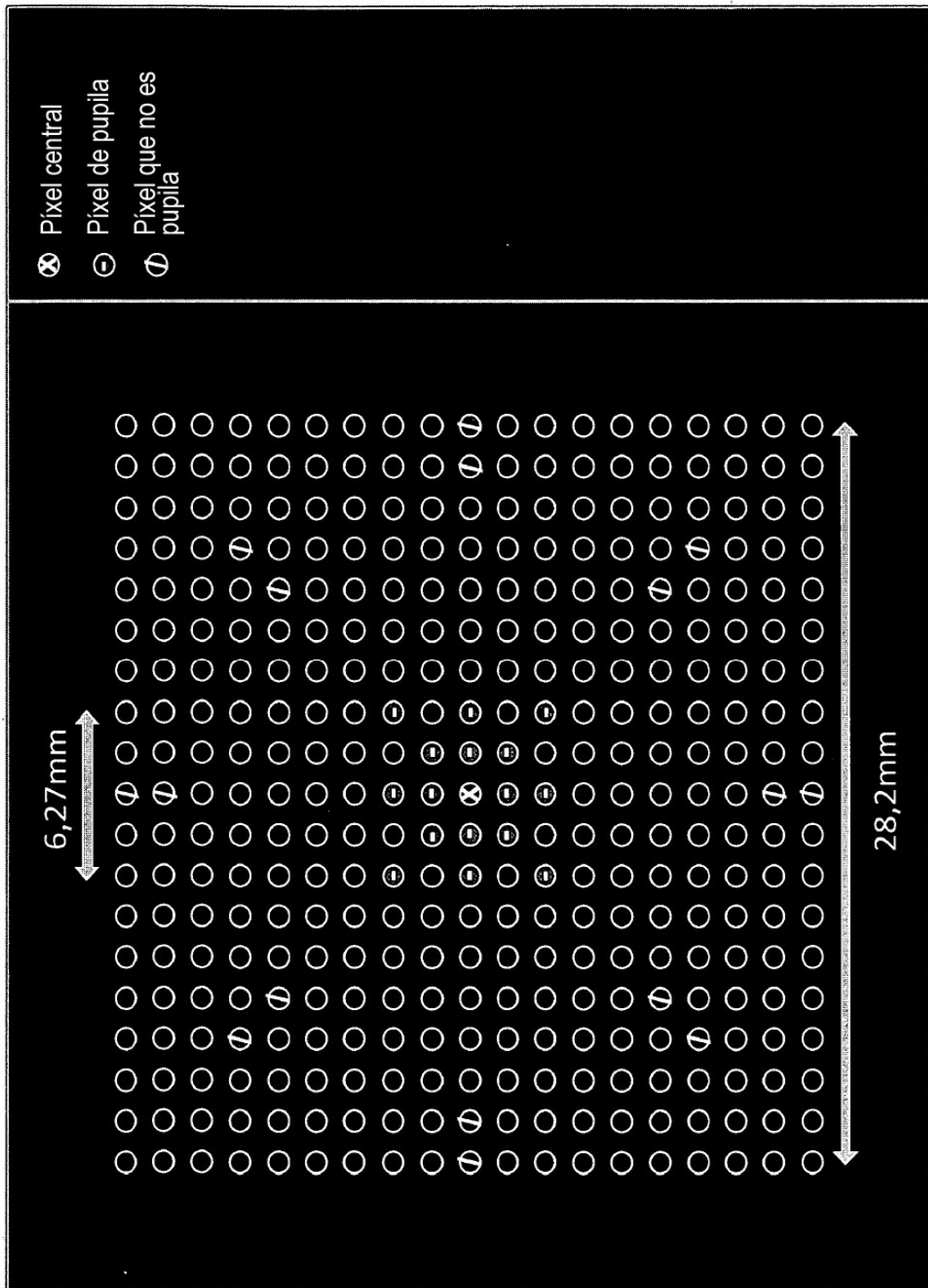


FIG. 10

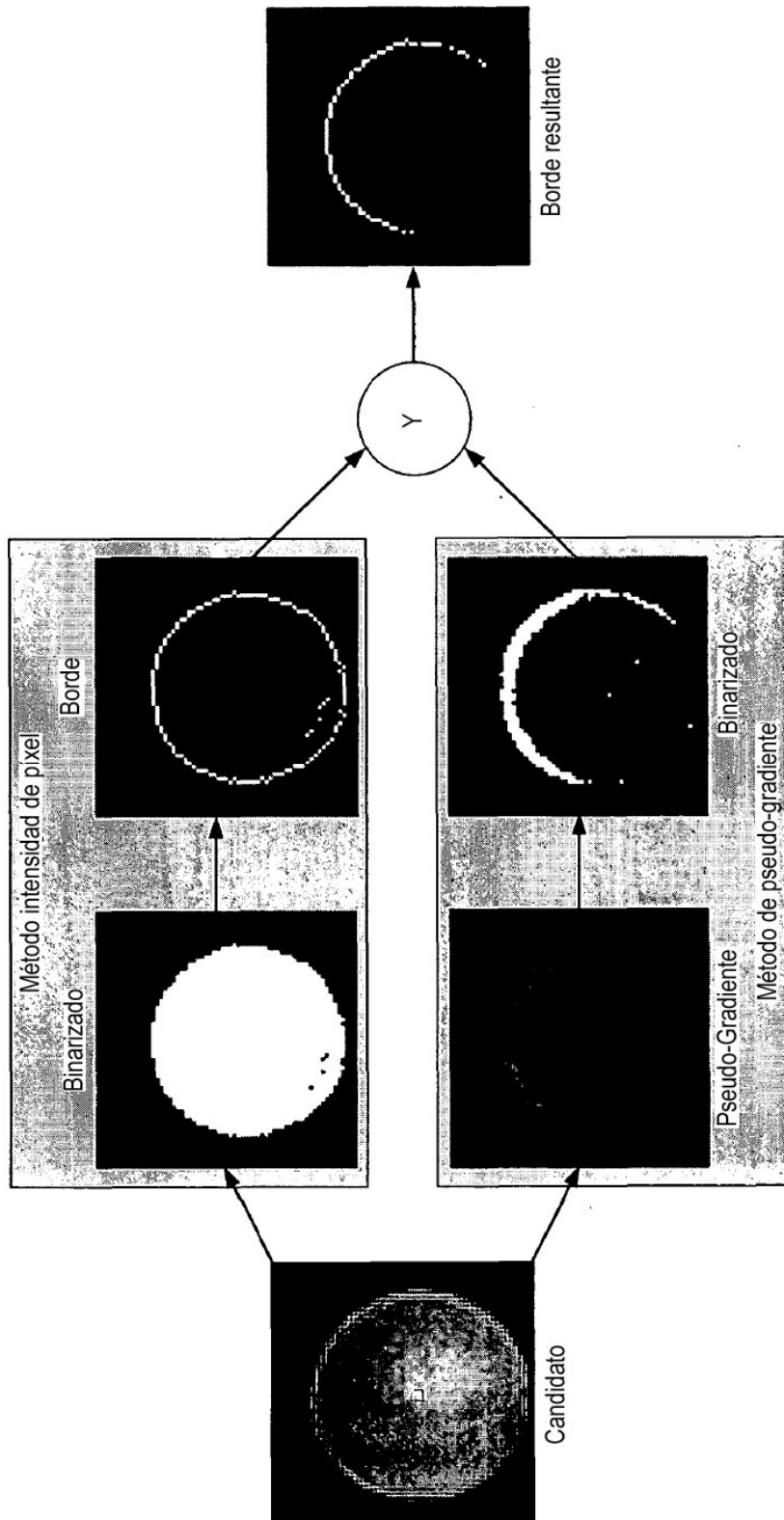


FIG. 11A

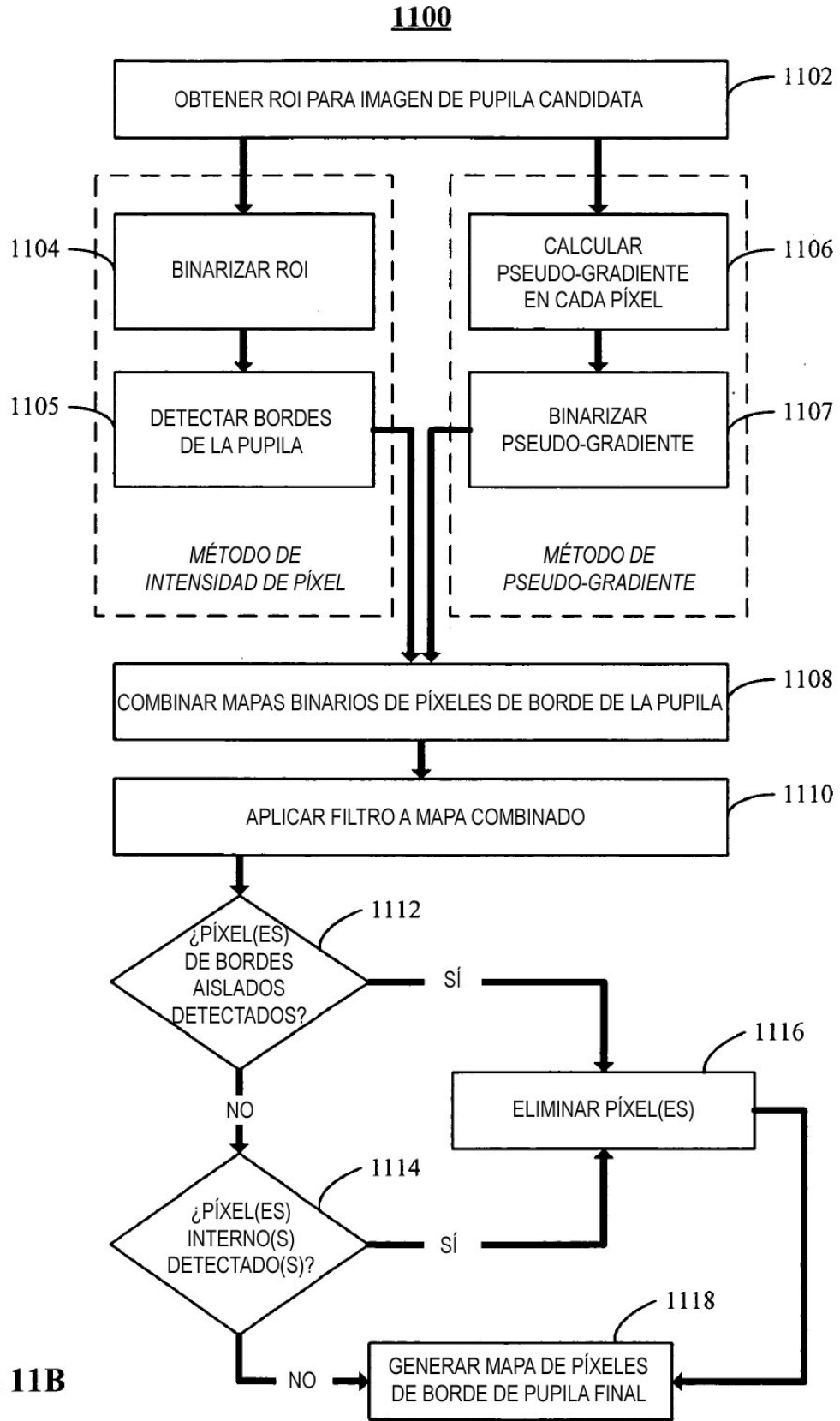


FIG. 11B

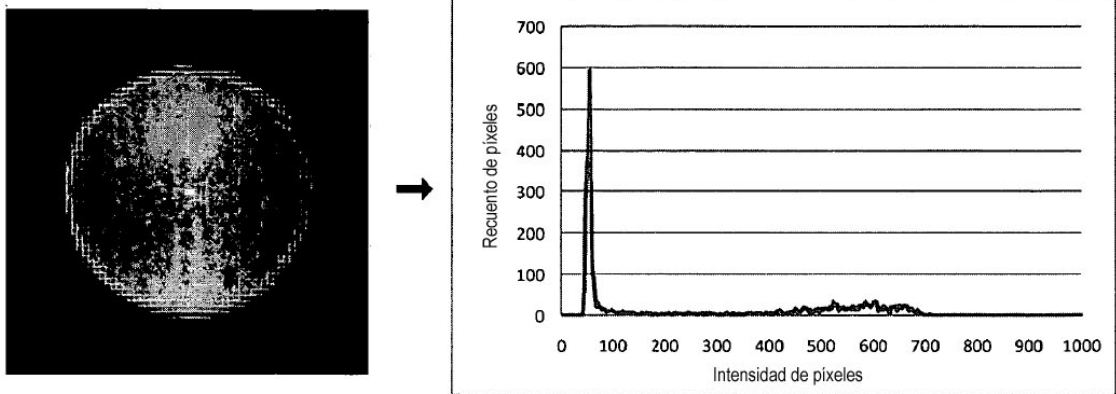


FIG. 11C

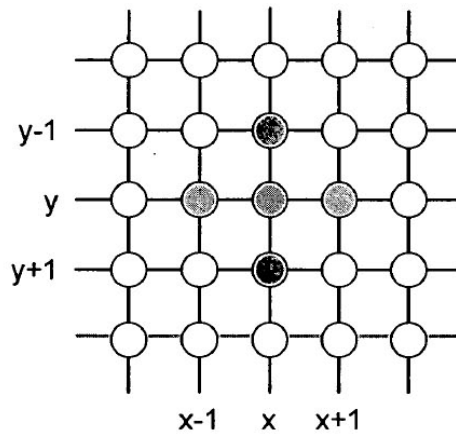


FIG. 11D

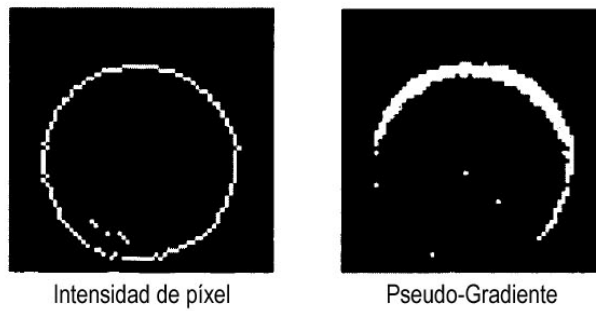
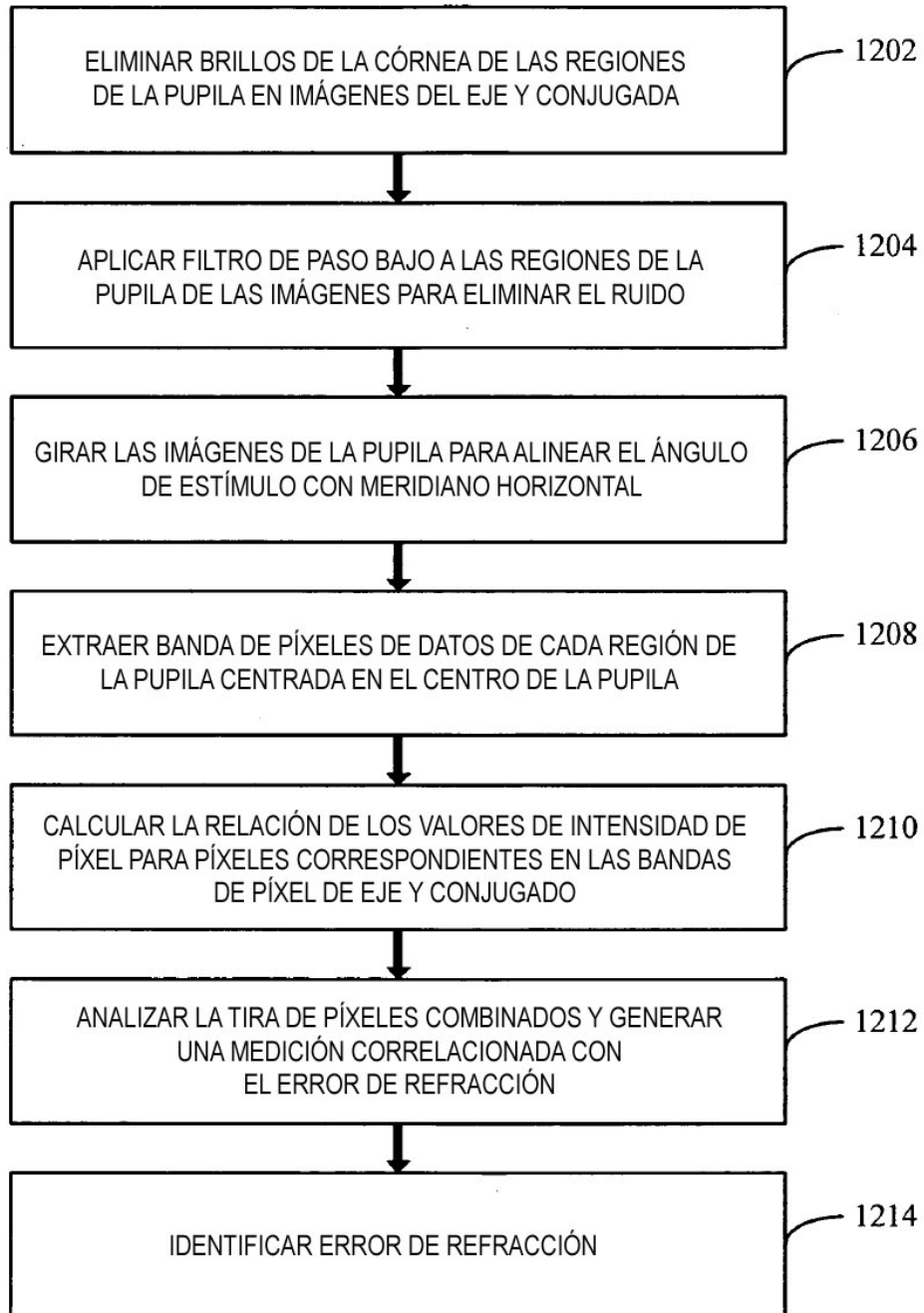


FIG. 11E

**1200**



**FIG. 12**

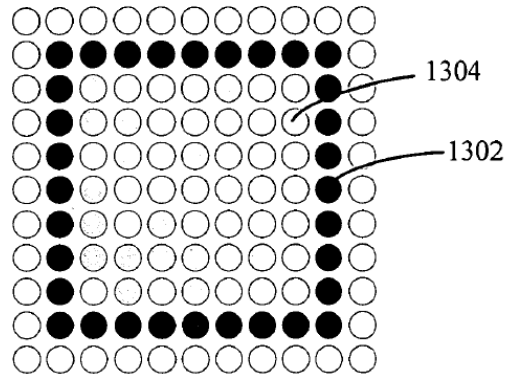


FIG. 13

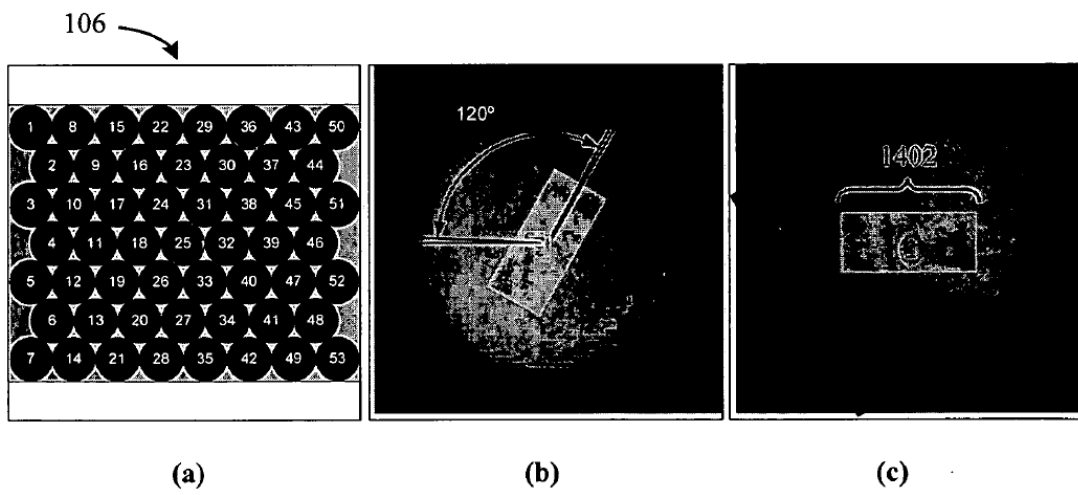


FIG. 14

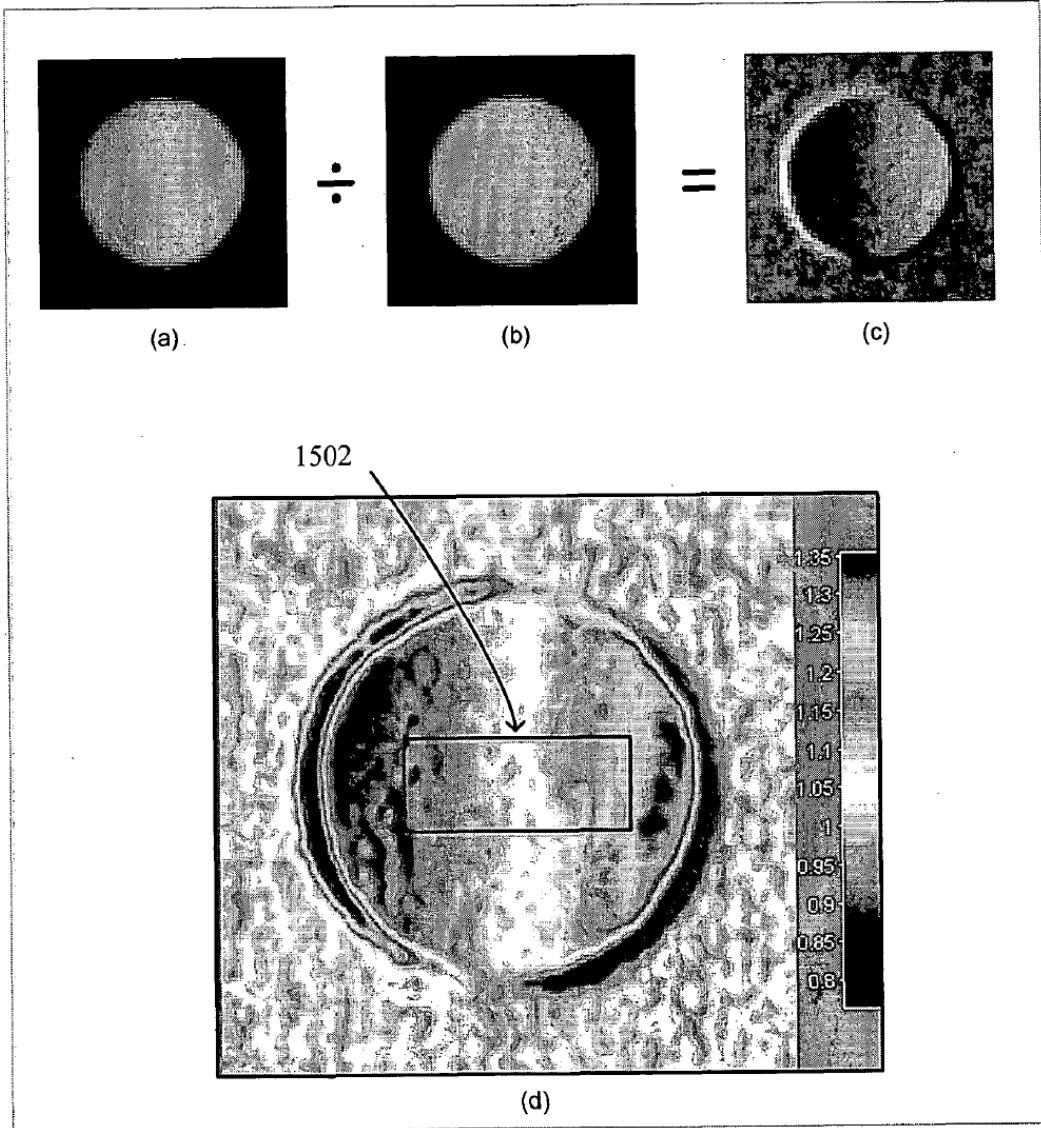


FIG. 15

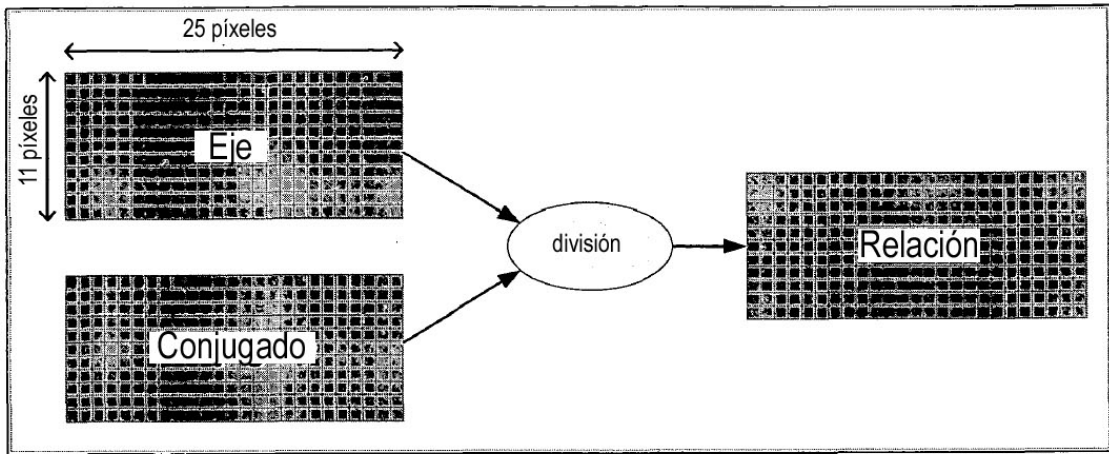


FIG. 16A

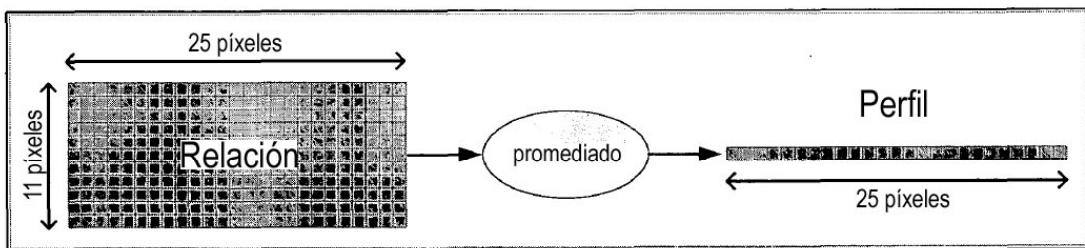


FIG. 16B

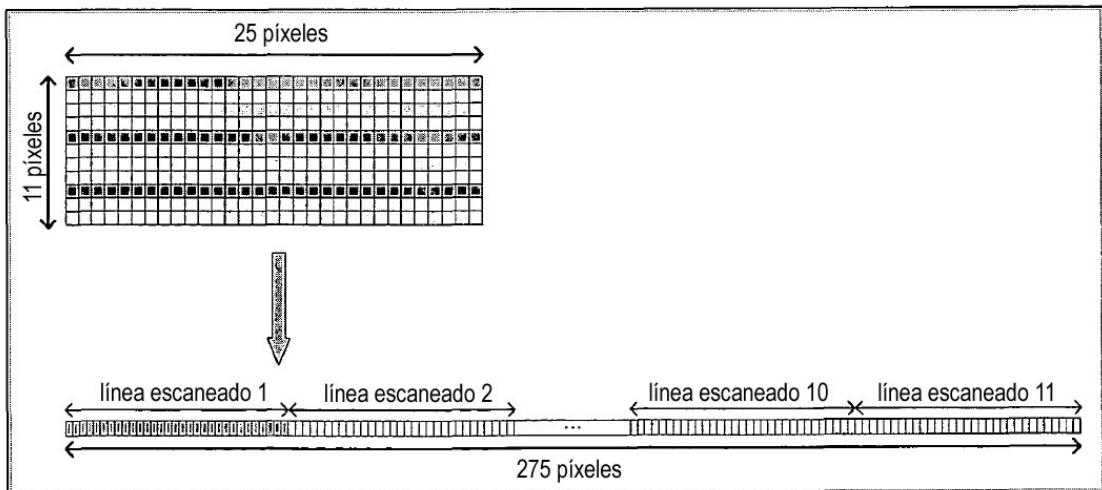


FIG. 16C



Estímulo Meridiano	D1	D2	D3	D4
0°	√	√	√	
60°	√	√	√	
120°	√	√	√	
36,59°/143,41°				√

FIG. 17A

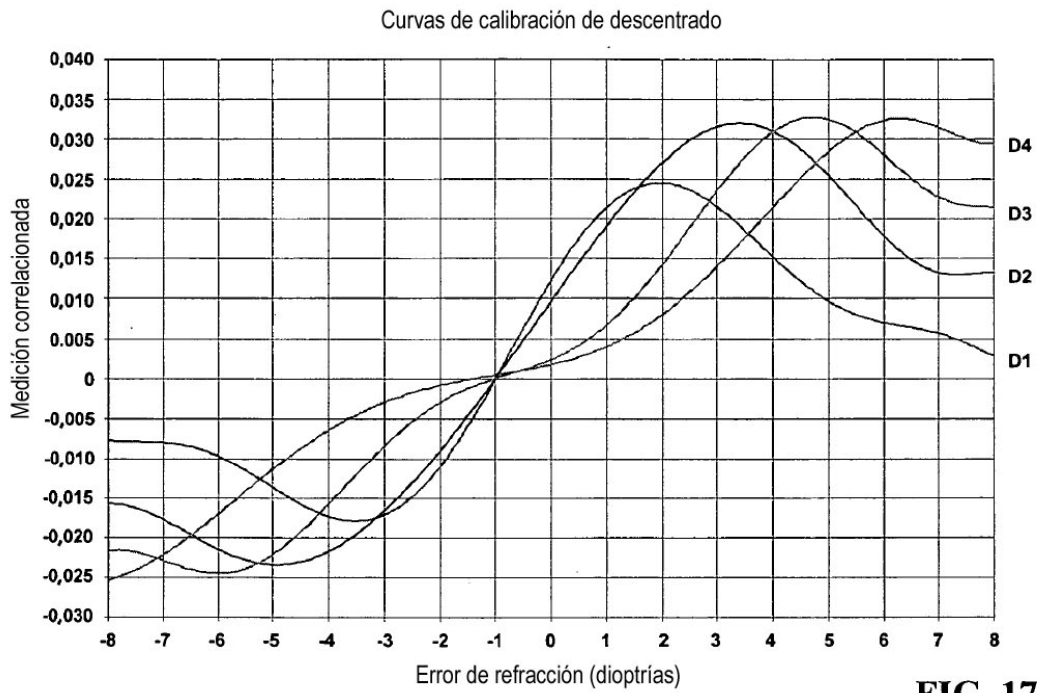


FIG. 17B

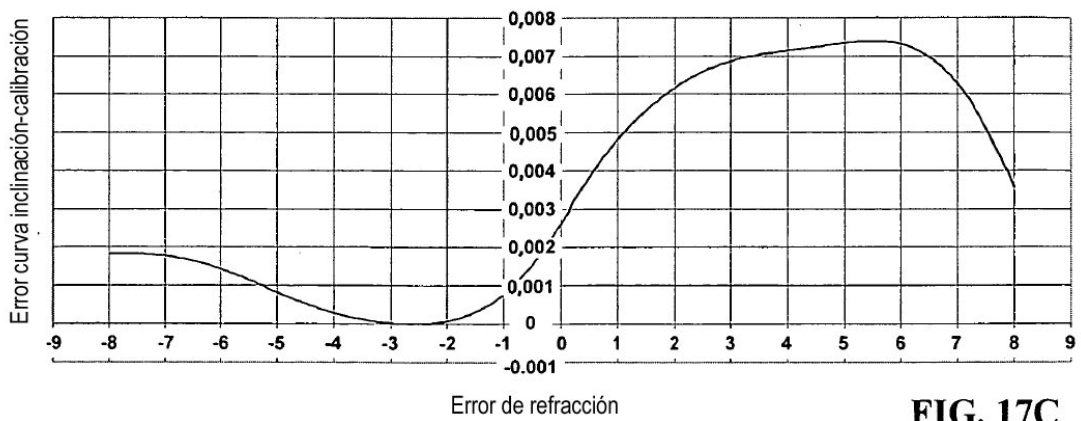


FIG. 17C