

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 543 912**

51 Int. Cl.:

A61B 3/12 (2006.01)

A61B 3/15 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **16.09.2011** **E 11766910 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.05.2015** **EP 2621331**

54 Título: **Aparato para inspeccionar el fondo de ojo**

30 Prioridad:

29.09.2010 IT TV20100131

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
25.08.2015

73 Titular/es:

CENTERVUE S.P.A. (100.0%)
Via San Marco, 9h
35129 Padova, IT

72 Inventor/es:

MANZAN, FEDERICO;
PLAIAN, ANDREI;
D'AGUANNO, MARCO y
GRIGGIO, PAOLA

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 543 912 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

Aparato para inspeccionar el fondo de ojo.

5 La presente invención se refiere a un aparato para inspeccionar el fondo de ojo.

Es muy conocida la utilización de aparatos para inspeccionar el fondo de ojo, denominados comúnmente "cámara para fondo".

10 Estos dispositivos conjugan ópticamente la pupila del ojo del paciente con un dispositivo de iluminación, de modo que la retina se ilumina con un haz de luz que presenta una sección anular al nivel de la pupila.

La luz reflejada por la retina se recopila a través de la parte central de la pupila, mediante unos medios de adquisición apropiados necesarios para permitir la observación de la retina y llevar a cabo la toma de imágenes de la misma.

15 En los aparatos para inspeccionar el fondo del ojo, generalmente están dispuestos unos medios para ajustar la exposición a la luz de los medios de adquisición para tomar imágenes de la retina.

20 Estos medios de ajuste controlan el funcionamiento del dispositivo para iluminar la cámara para fondo para ajustar la cantidad de luz recibida por los medios de adquisición y obtener una exposición a la luz homogénea en todas las imágenes tomadas, independientemente de la reflectividad de la retina del paciente examinado.

25 Las patentes US nº 4.429.970 y US nº 4.600.525 describen algunos tipos conocidos de aparatos para la inspección del fondo.

En tales dispositivos, los medios de ajuste de la exposición a la luz incluyen un dispositivo divisor de haz, es decir un dispositivo óptico que puede separar un haz de luz recibido en la entrada y desviar una parte del mismo hacia una dirección deseada.

30 El dispositivo divisor de haz se coloca a lo largo de la trayectoria óptica entre la retina y los medios de adquisición y desvía una parte de la luz procedente de la retina a un sensor de luz.

35 Las señales de detección generadas por el sensor de luz se utilizan para regular el funcionamiento del dispositivo de iluminación de cámara para fondo para mantener un valor óptimo para la cantidad de luz recibida por los medios de adquisición.

Las soluciones tradicionales descritas en las patentes anteriores presentan algunos inconvenientes.

40 En tales aparatos, de hecho, es bastante difícil utilizar sensores de luz de bajo coste.

La cantidad de luz reflejada por la retina es muy baja y la sensibilidad del sensor de luz debe ser necesariamente muy alta, puesto que el sensor de luz sólo recibe una pequeña parte de la luz reflejada por la retina.

45 En los sensores de luz de bajo coste disponibles actualmente (fotodiodos y fototransistores), la sensibilidad depende en gran medida de la temperatura, para bajos niveles de potencia lumínica en la entrada.

Si se desprecian las variaciones de temperatura durante el proceso de medición, como ocurre en los aparatos descritos en las patentes anteriores, pueden producirse errores de medición inaceptables.

50 Evidentemente, la necesidad de utilizar sensores de luz de alto rendimiento da como resultado un aumento de los costes globales del aparato de inspección.

55 A menudo, en el aparato para inspeccionar el fondo de ojo hay dispuestos medios para proyectar objetivos de luz sobre la retina del paciente. El paciente mira fijamente a tales objetivos de luz para mantener el ojo estable en una posición predeterminada durante el examen de la retina.

60 En aparatos de inspección tradicionales, para proyectar dichos objetivos de luz sobre la retina, es necesario utilizar dispositivos divisores de haz adicionales para insertar haces de luz en la trayectoria óptica entre la retina y los medios de adquisición o en la trayectoria óptica entre el dispositivo de iluminación y la retina.

La presencia de dispositivos divisores de haz adicionales es desventajosa porque aumenta el coste global de la cámara para fondo e interfiere ópticamente con los haces de luz recibidos por los medios de adquisición, reduciendo el contraste y la calidad de las imágenes de la retina.

65 Este último problema podría superarse introduciendo elementos ópticos retirables durante la toma de imágenes de la

retina. Sin embargo, esta solución hace que la estructura de la cámara para fondo sea incluso más compleja y, consecuentemente, más difícil de manejar y costosa de producir industrialmente.

5 La solicitud de patente europea EP 1 452 127 A1 da a conocer un ejemplo conocido de aparato para inspeccionar el fondo de un ojo.

El objetivo principal de la presente invención es proporcionar un aparato para la inspección del fondo de ojo que supere las desventajas de la técnica anterior, mostradas anteriormente.

10 Dentro del alcance de tal objetivo, un objetivo de la presente invención es proporcionar un aparato de inspección que permita regular de manera efectiva la exposición a la luz de los medios de adquisición previstos para tomar imágenes de la retina y, al mismo tiempo, permita proyectar objetivos de luz sobre la retina sin interferir innecesariamente con la trayectoria óptica de luz hacia dichos medios de adquisición.

15 Un objetivo adicional de la presente invención es proporcionar un aparato de inspección que presente una gran compactibilidad, un diseño sencillo y pequeñas dimensiones globales.

Un objetivo adicional de la presente invención es proporcionar un aparato de inspección que pueda fabricarse fácilmente a escala industrial con costes competitivos.

20 Por tanto, la presente invención proporciona un aparato para la inspección del fondo de ojo, según la reivindicación 1, facilitada a continuación.

25 En una definición general de la misma, el aparato para la inspección del fondo de ojo incluye medios de iluminación, configurados para proyectar un haz de luz para iluminar la retina del paciente, y medios de adquisición, configurados para recibir la luz reflejada por la retina, en una superficie de recepción, y adquirir una o más imágenes de la retina.

En el aparato, según la invención, se proporciona una trayectoria óptica, que comprende una o más lentes configuradas para conjugar ópticamente la retina con dicha superficie de recepción.

30 El aparato según la invención comprende un dispositivo divisor de haz adecuado para desviar una parte de la luz, que se refleja mediante la retina y dirigida hacia los medios de adquisición, hacia primeros elementos fotosensibles.

35 El aparato, según la invención, incluye una unidad de control asociada de manera funcional con los primeros elementos fotosensibles, medios de adquisición y medios de iluminación. En funcionamiento, dicha unidad de control desactiva dichos medios de iluminación cuando la energía lumínica recibida de dichos primeros elementos fotosensibles supera un valor umbral predefinido.

40 El aparato según la invención comprende también primeros dispositivos LED configurados para proyectar objetivos de luz sobre la retina, a los que el paciente debe mirar fijamente para mantener el ojo quieto durante el examen.

Según la invención, dichos primeros elementos fotosensibles y primeros dispositivos LED están dispuestos juntos en una única unidad óptica integrada configurada para recibir luz procedente de la retina y para proyectar luz sobre la retina a través de dicho dispositivo divisor de haz.

45 Dicha unidad óptica integrada, asociada de manera operativa con la trayectoria óptica entre la retina y los medios de adquisición por medio de un único dispositivo divisor de haz, puede ventajosamente realizar simultáneamente las funciones de medir la cantidad de luz reflejada por la retina y proyectar objetivos de ajuste de luz sobre la retina.

50 Tal solución permite minimizar la interferencia con el haz de luz que crea la imagen de la retina en los medios de adquisición, mejorando considerablemente la calidad y contraste de las imágenes tomadas por los medios de adquisición.

La integración del primer elemento fotosensible y los primeros dispositivos LED en un único componente estructural permite limitar el peso y las dimensiones globales del aparato de inspección.

Según una forma de realización preferida de la presente invención, la unidad óptica integrada está provista de una unidad de calibración térmica que incluye por lo menos un segundo dispositivo LED y por lo menos un segundo elemento fotosensible.

60 Tal unidad de calibración térmica permite a la unidad de control compensar de manera efectiva los efectos de cualquier cambio en la temperatura de funcionamiento de los primeros elementos fotosensibles en las operaciones de ajuste de la exposición a la luz.

65 Los aspectos adicionales de la presente invención se refieren a algunos procedimientos de calibración que pueden ejecutarse automáticamente mediante la unidad de control.

Tales procedimientos de calibración garantizan facilidad de implementación, buena precisión y repetibilidad en cuanto a las operaciones de configuración del aparato de inspección.

5 Las características y ventajas adicionales del aparato para inspeccionar el fondo de ojo, según la invención, se pondrán más claramente de manifiesto haciendo referencia a la descripción proporcionada a continuación y a las figuras adjuntas, proporcionadas únicamente a título ilustrativo, en las que:

- 10 - la figura 1 representa esquemáticamente el aparato para inspeccionar el fondo de ojo, según la invención, en una forma de realización del mismo; y
- las figuras 2 a 3 representan unas vistas esquemática de despiece ordenado en perspectiva y de conjunto de la unidad óptica integrada en el aparato de inspección de la figura 1; y
- 15 - la figura 4 representa esquemáticamente el aparato de inspección, según la invención, en una forma de realización adicional del mismo; y
- las figuras 5 a 6 representan esquemáticamente vistas de despiece ordenado en perspectiva de la unidad óptica integrada en el aparato de inspección de la figura 4; y
- 20 - la figura 7 representa esquemáticamente una vista en perspectiva de despiece ordenado de una forma de realización adicional de la unidad óptica integrada en el aparato de inspección de la figura 4; y
- 25 - la figura 8 representa esquemáticamente el aparato de inspección de la figura 4 durante un proceso de calibración.

Haciendo referencia a las figuras anteriores, la presente invención se refiere a un aparato 1 para inspeccionar el fondo de ojo.

30 El aparato 1 comprende unos medios de iluminación 101 adecuados para proyectar un haz de luz 141 para iluminar la retina 72 de un ojo 7 del paciente.

Los medios de iluminación 101 incluyen, preferentemente, un iluminador provisto de una zona 102 anular en la que se emite el haz de luz 141.

35 Preferentemente, a través de un sistema de lentes 103 y 104, la luz 141 emitida por los medios de iluminación 101 se colima en una zona que coincide sustancialmente con el centro de un espejo 105 perforado.

La luz 141 se refleja entonces mediante el espejo 105 y se colima con una lente 106 en una zona ubicada aproximadamente en el plano de la pupila 71 para alcanzar finalmente la retina 72, iluminándola.

40 En la trayectoria óptica descrita anteriormente se encuentran presentes preferentemente un primer disco opaco 144 y un segundo disco opaco 145 adecuados para bloquear la luz que podría generar reflexiones en el cristalino y la córnea 7 del ojo, respectivamente.

45 El aparato 1 comprende también una trayectoria óptica que comprende las lentes 106, 107, 108 configuradas para conjugar ópticamente la retina 72 con una superficie de recepción 110A de los medios de adquisición 110 para adquirir una o más imágenes de la retina.

50 La luz 142 reflejada por la retina 72 pasa a través de la zona central de la pupila 71 y se dirige a través de la lente 106, hacia el orificio del espejo 105.

Posteriormente, el haz de luz 142 se colima con una lente formada por los grupos de lentes 107 y 108 en los medios de adquisición 110.

55 Preferentemente, por lo menos una lente del grupo de lentes 107 puede moverse axialmente para conseguir el enfoque de la retina 72 en los medios de adquisición 110.

Los medios de adquisición 110 están compuestos, por ejemplo, por sensores CCD o C-MOS de una cámara digital. Reciben luz 142, en la superficie de recepción 110A, y permiten ventajosamente la observación y toma de imágenes de la retina 72.

60 En la sección de la trayectoria óptica entre el grupo de lentes 107 y los medios de adquisición 110, el aparato 1 incluye un dispositivo divisor de haz 111 configurado para desviar una parte 143 del haz de luz 142 reflejado por la retina y dirigido hacia los medios de adquisición 110.

El dispositivo divisor de haz 111 dirige dicha parte 143 de luz hacia primeros elementos fotosensibles 123 que consisten, por ejemplo, en fotodiodos o fototransistores.

5 El aparato 1 presenta una unidad de control 154 asociada de manera operativa con los primeros elementos fotosensibles 123, los medios de adquisición 110 y los medios de iluminación 101.

La unidad de control 154 incluye, comprende, unos medios de procesamiento digitales (no representados) para ejecutar programas, módulos de software o procedimientos.

10 La unidad de control 154 puede estar asociada de manera operativa con una interfaz 155 hombre-máquina para introducir comandos manuales o realizar operaciones de configuración o programación.

El aparato 1 comprende también unos primeros dispositivos LED 122 configurados para proyectar objetivos de luz sobre la retina, a los que el paciente debe mirar fijamente para mantener el ojo quito durante el examen.

15 Según la invención, los primeros elementos fotosensibles 123 y los primeros dispositivos LED 122 están dispuestos juntos en una única unidad óptica integrada 120 configurada para recibir luz 143 procedente de la retina y para proyectar luz sobre la retina a través del dispositivo divisor de haz 111.

20 La unidad óptica 120 está colocada ventajosamente en una zona conjugada ópticamente de manera sustancial con la retina 72 y realiza simultáneamente una función de medir la exposición a la luz de los medios de adquisición 110, es decir, la cantidad de luz reflejada por la retina a los medios de adquisición 110, y una función de proyección de objetivos de luz sobre la retina.

25 Un grupo de lentes 112 está colocado preferentemente entre la unidad 120 y el dispositivo divisor de haz 111 para garantizar una distancia óptima entre estos componentes y/u obtener dimensiones óptimas de la imagen de la retina en el plano en el que se encuentra la unidad óptica integrada 120. Preferentemente, la unidad óptica integrada 120 incluye un elemento de soporte 121, que presenta una superficie de montaje 121A sobre la que están dispuestos primeros elementos fotosensibles 123 y los primeros dispositivos LED 122.

30 Ventajosamente, el elemento de soporte 121 consiste en una placa de circuito impreso, sobre una superficie 121A de la cual se montan los dispositivos electrónicos 123 y 122.

35 La unidad óptica 120 incluye preferentemente una primera máscara 124 superpuesta sobre la superficie de montaje 121A del elemento de soporte 121 y en contacto con este último.

La máscara 124 incluye unas primeras y segundas aberturas pasantes 134A y 134B.

40 Las aberturas 134A están diseñadas para permitir a los elementos fotosensibles 123 recibir luz procedente del dispositivo divisor de haz 111, mientras se protegen los elementos fotosensibles 123 frente a la luz procedente de otras fuentes, por ejemplo de la luz procedente de otros dispositivos LED y/o del exterior.

45 Las segundas aberturas pasantes 134B, por otro lado, están dispuestas para permitir a los dispositivos LED 122 emitir luz hacia el dispositivo divisor de haz 111 y proteger ópticamente los dispositivos LED 122 unos con respecto a otros y con respecto a los elementos fotosensibles 123.

50 Debe apreciarse que las aberturas 134A y 134B, cuando la máscara 124 está apoyada sobre la superficie de montaje 121A, definen asientos 139A adecuados para asentar respectivamente los dispositivos 123 o los dispositivos 122 (ver las figuras 3 y 6).

Tales asientos están cerrados lateralmente y abiertos hacia el dispositivo divisor de haz 111, para permitir el paso de radiación lumínica sólo procedente de/hacia el dispositivo divisor de haz 111 y bloquear la luz de fuentes de luz externas a dichos asientos.

55 Preferentemente, la unidad óptica integrada 120 también incluye una segunda máscara 125 superpuesta sobre la primera máscara 124 y colocada en un plano ópticamente conjugado con la retina 72.

60 Ventajosamente, la máscara 125 incluye unas terceras aberturas pasantes 131 dispuestas en los elementos fotosensibles 123 y por lo menos parcialmente superpuestas a las primeras aberturas pasantes 134A, para así permitir a los elementos fotosensibles 123 recibir luz procedente del dispositivo divisor de haz 111.

Las aberturas pasantes 131 son relativamente grandes de modo que una cantidad de luz suficiente alcanza los elementos fotosensibles 123 en el intervalo de tiempo en el que se ilumina la retina y los medios de adquisición 110 adquieren imágenes de la misma retina.

65 La máscara 125 también incluye unas cuartas aberturas pasantes 132 dispuestas en los dispositivos LED 122 y por

lo menos parcialmente superpuestas sobre las segundas aberturas pasantes 134B para así permitir a los dispositivos LED 122 emitir luz hacia el dispositivo divisor de haz 111.

Las aberturas pasantes 132 están formadas ventajosamente por pequeños orificios a través de los cuales puede pasar la luz emitida por los dispositivos LED 122, formando haces de luz dirigidos hacia el dispositivo divisor de haz y desviados por este último hacia el ojo 7.

Tales haces de luz proyectan objetivos de luz (tales como pequeños discos brillantes) sobre la retina 72 a los que el paciente debe mirar fijamente para mantener el ojo quieto durante el examen.

Los dispositivos LED 122 pueden activarse de manera individual, con el fin de proyectar sólo el objetivo de luz relacionado con una posición particular para el ojo del paciente sobre la retina.

Ventajosamente, la placa 121 y las máscaras 124, 125 incluyen unos orificios de centrado 136, 135 y 133 que asientan tornillos de montaje (no representados) diseñados para sujetar la placa 121 y las máscaras 124, 125 de modo intercalado y fijar la unidad óptica 120 sobre una estructura de soporte (no representada) del aparato 1.

Los elementos fotosensibles 123 generan señales de detección P1 indicativas de la potencia lumínica recibida del dispositivo divisor de haz 111.

Preferentemente están previstos unos primeros medios electrónicos, asociados de manera operativa con los elementos fotosensibles 123 y la unidad de control 154, dispuestos para recibir las señales de detección P1 y generar señales de medición Q1 indicativas de la energía lumínica E_1 recibida por los elementos fotosensibles 123 y, por tanto, indicativas de la cantidad de luz recibida por la retina.

Los primeros medios electrónicos comprenden por lo menos un sumador 151 para sumar entre sí las señales de detección P1, un amplificador 152 para amplificar la señal en la salida procedente del sumador 151 y un integrador 153 para integrar la señal en la salida procedente del amplificador 152 en el tiempo. Evidentemente, el orden en el que funcionan los dispositivos electrónicos 151 a 153 puede ser diferente del descrito anteriormente.

La señal de medición Q1, indicativa de la energía lumínica que procede de la retina, se recibe mediante la unidad de control 154 que compara el nivel de energía E_1 recibida de los elementos fotosensibles 123 con un valor umbral predefinido E_{TH} .

Cuando la energía lumínica E_1 recibida de los elementos fotosensibles 123 supera el umbral E_{TH} , la unidad de control 154 genera señales de control para desactivar los medios de iluminación 101.

La solución descrita anteriormente presenta unas ventajas de funcionamiento considerables.

De hecho, el tiempo de integración de las señales de detección P1 varía según la reflectividad de la retina.

Por ejemplo, si los medios de adquisición toman imágenes de una retina con baja reflectividad, la señal P1 generada por los elementos fotosensibles 123 presenta una intensidad reducida y se requiere por tanto un tiempo de integración más prolongado para alcanzar el umbral predefinido E_{TH} y apagar los medios de iluminación 101.

El tiempo de exposición a la radiación lumínica emitida por los medios de iluminación 101 varía por tanto de manera inversamente proporcional a la reflectividad de la retina.

La cantidad de luz que alcanza los elementos fotosensibles 123 permanece por tanto sustancialmente constante. Puesto que tal cantidad de luz es proporcional a la cantidad de luz que alcanza los medios de adquisición 110, también la exposición a la luz de los medios de adquisición 110 se mantiene constante, permitiendo imágenes con exposición a la luz constante, independientemente de la reflectividad de la retina examinada.

Debe apreciarse que los primeros elementos fotosensibles 123, los primeros medios electrónicos 151 a 153 y la unidad de control 154 constituyen medios para ajustar la exposición a la luz de los medios de adquisición 110.

En una forma de realización preferida de la presente invención, ilustrada en la figura 4, la unidad óptica integrada 120 incluye una unidad de calibración térmica 160, formada ventajosamente por un segundo dispositivo LED 161 y un segundo elemento fotosensible 162.

Los dispositivos 161, 162 están montados próximos entre sí sobre la superficie de montaje 121A, de modo que la luz emitida por el dispositivo LED 161 hacia el elemento fotosensible 162 puede alcanzar fácilmente este último (figuras 5 a 7).

Los dispositivos 161, 162 se asientan en un mismo asiento 139B definido por la superficie de montaje 121A y por una quinta abertura pasante 137 obtenida en la máscara 124. Por tanto, el elemento fotosensible 162 está protegido

ópticamente frente a fuentes de luz externas, distintas al elemento fotosensible 161. En una solución de forma de realización no mostrada, el dispositivo LED 161 es independiente de los otros dispositivos LED 122 utilizados para proyectar objetivos de luz sobre la retina.

- 5 Alternativamente, tal como se muestra en las figuras 5 a 6, el dispositivo LED 161 también puede utilizarse para proyectar un objetivo de luz sobre la retina, similar a los dispositivos LED 122.

Esta solución puede adoptarse si el espacio disponible para montar la unidad óptica 120 es reducido y/o es más apropiado utilizar diferentes canales para accionar los dispositivos LED 122 y 161 mediante la unidad de control 154.

- 10 Normalmente, la unidad de control 154 puede enviar señales de control directamente al primer dispositivo LED 122 y al segundo dispositivo LED 161. Alternativamente, puede disponerse una fase de accionamiento electrónico entre la unidad de control 154 y los dispositivos LED anteriores.

- 15 Puede observarse que los dispositivos LED 122, la unidad de control 154 y opcionalmente el dispositivo LED 161 constituyen medios para proyectar objetivos de luz sobre la retina del paciente.

- 20 Como se mostrará a continuación en la presente memoria, para garantizar una compensación térmica efectiva, es necesario que el elemento fotosensible 162 esté separado de los elementos fotosensibles 123 pero sea idéntico a estos últimos en cuanto a las características de funcionamiento.

En el elemento fotosensible 162, la máscara 125 no presenta aberturas pasantes para impedir que las fuentes de luz externas perturben el elemento fotosensible 162.

- 25 Si el dispositivo LED 161 también se utiliza para proyectar un objetivo de luz sobre la retina, la máscara 125 incluye ventajosamente una sexta abertura pasante 138 en la misma, para así permitir que el dispositivo LED 161 emita luz hacia el dispositivo divisor de haz 111 (figuras 5 a 6).

- 30 Preferentemente, el aparato 1 comprende unos segundos medios electrónicos, asociados de manera funcional al elemento fotosensible 162 y a la unidad de control 154.

Los segundos medios electrónicos reciben las señales de detección P2, generadas por el elemento fotosensible 162, y generan segundas señales de medición Q2, indicativas de la energía lumínica E_2 recibida de este último.

- 35 Los segundos medios electrónicos incluyen ventajosamente un amplificador 156 para amplificar la señal de detección P2 y un integrador 157 para integrar la señal de salida procedente del amplificador 156 en el tiempo.

- 40 Para capturar una imagen de la retina, no se utiliza la unidad de calibración térmica 160 y el ajuste de la exposición a la luz de los medios de adquisición se lleva a cabo de la misma manera descrita anteriormente, mediante los medios de ajuste de exposición a la luz, es decir mediante el primer elemento fotosensible 123, los primeros medios electrónicos 151 a 153 y mediante la unidad de control 154.

- 45 Las señales de detección P1 generadas por los elementos fotosensibles 123 se procesan mediante los primeros medios electrónicos 151 a 153 generando una señal de medición Q1 indicativa de la energía lumínica E_1 recibida de los elementos fotosensibles 123 y, por tanto, indicativa de la cantidad de luz reflejada por la retina.

La señal de medición Q1 se utiliza por la unidad de control 154 para controlar la desactivación del iluminador 101, cuando la energía lumínica E_1 recibida supera el umbral predefinido E_{TH} .

- 50 La unidad de calibración térmica 160 se utiliza ventajosamente, por otro lado, para realizar un proceso de calibración térmica.

Tal proceso se realiza preferentemente mediante la unidad de control 154 de forma periódica, por ejemplo cada 15 minutos, en el intervalo de tiempo entre dos exámenes sucesivos.

- 55 El propósito del proceso de calibración térmica es mejorar el valor umbral E_{TH} utilizado por la unidad de control 154 para determinar la desactivación de los medios de iluminación 101.

- 60 Por tanto, la unidad de control 154 puede hacer referencia a un valor umbral E_{TH} que garantiza una exposición a la luz constante correcta de los medios de adquisición 110, incluso en presencia de variaciones significativas de la temperatura de funcionamiento de los elementos fotosensibles 123.

El proceso de calibración térmica anterior incluye preferentemente la secuencia de etapas descrita a continuación.

- 65 Inicialmente, la unidad de control 154 realiza una etapa I) para suministrar al dispositivo LED 161 una corriente de alimentación predefinida I_0 durante un tiempo de alimentación predefinido T_0 .

La unidad de control 154 realiza entonces una etapa II) para calcular un nuevo valor umbral E_{NUEVA} para decidir la desactivación de los medios de iluminación 101, basándose en el valor de energía lumínica E_2 recibido del elemento fotosensible 162.

De hecho, cuando el dispositivo LED 161 se activa, el elemento fotosensible 162 recibe la luz irradiada del mismo y genera una señal de detección P2, indicativa de la potencia lumínica recibida.

La señal de detección P2 se amplifica mediante el amplificador 156 y se integra en el tiempo mediante el integrador 157, generando por tanto una señal Q2 indicativa de la energía lumínica E_2 recibida del elemento fotosensible 162.

Basándose en el valor de energía lumínica E_2 , la unidad de control 154 puede calcular el nuevo valor umbral E_{NEW} .

La unidad de control 154 finaliza el proceso de calibración térmica almacenando el nuevo valor umbral E_{NEW} , así calculado, como valor umbral predefinido E_{TH} para decidir la desactivación de los medios de iluminación 101.

En el intervalo de temperatura de utilización del aparato 1, puede suponerse que la cantidad de luz emitida por el dispositivo LED 161 sólo depende del tiempo de emisión y de la corriente con la que se alimenta el LED mediante la unidad de control 154. De hecho, la cantidad de luz emitida por un dispositivo LED depende en menor medida de la temperatura de funcionamiento (habitualmente los cambios porcentuales máximos en un intervalo de temperatura de entre 15 y 40 grados, compatibles con el funcionamiento del aparato 1 de inspección, son de aproximadamente el 2%).

Utilizando una corriente y un tiempo de alimentación predeterminados, la cantidad de luz con la que el dispositivo LED 161 ilumina el elemento fotosensible 162 ha de considerarse como un valor sustancialmente independiente de la temperatura de funcionamiento.

Por otro lado, cambios en la temperatura de funcionamiento de un elemento fotosensible determinan fuertes variaciones en la sensibilidad a la radiación lumínica de este último.

Como se expuso anteriormente, el elemento fotosensible 162 es del mismo tipo de los elementos fotosensibles 123 y está sustancialmente a la misma temperatura que estos últimos, ya que está montado próximo a los mismos.

Por tanto, puede suponerse que las variaciones en la sensibilidad a la radiación lumínica del elemento fotosensible 162 con la temperatura corresponden sustancialmente a los experimentados por los elementos fotosensibles 123.

Durante el proceso de calibración, el valor umbral de referencia E_{TH} con el que se compara la señal Q1 se sustituye por un nuevo valor E_{NEW} calculado teniendo en cuenta variaciones en la sensibilidad del elemento fotosensible 162 y, por tanto, variaciones en la sensibilidad de los elementos fotosensibles 132.

Los efectos de las variaciones en la temperatura de funcionamiento sobre la sensibilidad de los elementos fotosensibles 123 pueden por tanto compensarse automáticamente.

Esto da como resultado una exposición óptima de las imágenes adquiridas por los medios de adquisición 110, independientemente de la temperatura de funcionamiento del aparato 1.

La figura 8 muestra el aparato 1, en la forma de realización descrita en la figura 4, en una configuración de calibración. La misma configuración de calibración puede utilizarse para la forma de realización de la presente invención que se ilustra en la figura 1.

Cuando el aparato 1 está en la configuración de calibración, se monta un calibrador 8 delante de la lente 106 adecuado para recibir un haz de luz 101 procedente de los medios de iluminación 101 y reflejar una parte del mismo hacia los medios de adquisición 110.

Preferentemente, el calibrador 8 incluye una lente 81 y una retina artificial 82 configurada para simular la estructura interna del ojo del paciente.

Con el aparato 1 en la configuración de calibración, la unidad de control 154 puede realizar, ventajosamente, un primer proceso 300 de calibración del ajuste de exposición a la luz.

El propósito de este proceso es sustancialmente determinar el valor umbral E_{TH} utilizado por la unidad de control 154 para decidir la desactivación de los medios de iluminación 101 y ajustar la exposición a la luz de los medios de adquisición 110.

El valor umbral E_{TH} se determina según el valor de luminosidad medio L_A de las imágenes adquiridas por los medios de adquisición 110.

Preferentemente, en dicho primer proceso de calibración, la unidad de control 154 realiza una etapa i) para activar los medios de iluminación 101 con una potencia lumínica predefinida y durante un primer tiempo de activación τ_1 .

- 5 La unidad de control 154 realiza una etapa ii) para almacenar el valor de energía lumínica E_1 recibida de los elementos fotosensibles 123 y una etapa iii) para almacenar la imagen adquirida por los medios de adquisición 110.

10 La unidad de control 154 realiza entonces una etapa iv) para calcular el valor de luminosidad medio L_A de la imagen almacenada en la etapa iii) y una posterior etapa v) para comprobar si el valor de luminosidad medio L_A entra en un intervalo de valores predefinidos L1-L2.

Si el valor de luminosidad medio L_A no entra dentro del intervalo de valores L1-L2, el proceso de calibración incluye una etapa vi) para repetir las etapas anteriores, variando dicho primer tiempo de activación τ_1 .

- 15 Si el valor de luminosidad medio L_A entra dentro del intervalo de valores L1-L2, el proceso de calibración incluye una etapa vii) para almacenar el valor de energía lumínica E_1 recibida de los elementos fotosensibles 123 como valor umbral E_{TH} para utilizarlo para decidir la desactivación de los medios de iluminación 101.

20 En dicho primer proceso de calibración del aparato 1, los medios de iluminación se activan inicialmente durante un tiempo de activación de manera que es más probable conseguir rápidamente un valor de luminosidad medio correcto para las imágenes capturadas por los medios de adquisición 110.

Por ejemplo, puede seleccionarse un tiempo de activación igual al tiempo de activación utilizado para obtener el valor de luminosidad medio correcto en un lote anterior de máquinas.

25 Esto reduce significativamente el tiempo de las operaciones de calibración para ajustar la exposición a la luz.

30 Esto hace más probable obtener inmediatamente un valor de luminosidad medio correcto para las imágenes capturadas por los medios de adquisición 110, reduciendo por tanto significativamente el tiempo de las operaciones de calibración para el ajuste de exposición a la luz.

35 En presencia de la unidad de calibración térmica 160, tal como se muestra en la configuración de calibración de la figura 8, la unidad de control 154 puede realizar, ventajosamente, un segundo proceso de calibración para el ajuste de exposición a la luz.

En este caso, el propósito del proceso de calibración es determinar los valores de tiempo de corriente y alimentación predefinidos I_0 y T_0 del dispositivo LED 161 para utilizarlos durante el proceso de calibración térmica descrito anteriormente.

40 Antes de iniciar el segundo proceso de calibración es apropiado esperar un tiempo suficientemente prolongado tras encender el aparato 1 para conseguir un equilibrio térmico.

45 En una primera etapa, el segundo proceso de calibración incluye una secuencia de etapas similar a la descrita para el primer proceso de calibración.

El segundo proceso de calibración incluye por tanto:

- una etapa a) para activar los medios de iluminación 101 con una potencia lumínica predefinida y durante un segundo tiempo de activación (τ_2);
- una etapa b) para almacenar el valor de energía lumínica E_1 recibida de los elementos fotosensibles 123;
- una etapa c) para almacenar la imagen adquirida por los medios de adquisición 110;
- una etapa d) para calcular el valor de luminosidad medio L_A de la imagen adquirida por dichos medios de adquisición;
- una etapa e) para comprobar si el valor L_A entra dentro de un intervalo de valores predefinido L1-L2;
- una etapa f) para repetir las etapas anteriores cambiando el segundo tiempo de activación τ_2 , si el valor L_A calculado no entra dentro del intervalo de valores L1-L2; o
- una etapa g) para almacenar el valor de energía lumínica E_1 detectado como valor umbral predefinido E_{TH} para decidir la desactivación de los medios de iluminación 101, si el valor L_A entra dentro del intervalo L1-L2.

Una vez se ha determinado el valor umbral E_{TH} , la unidad de control 154 procede a calcular los valores de corriente

y potencia del segundo dispositivo LED 161 basándose en lo cual el segundo elemento fotosensible recibe tal energía lumínica E_2 para garantizar un valor umbral E_x para decidir la desactivación de los medios de iluminación 101 que es sustancialmente igual al valor umbral E_{TH} .

5 Por tanto, el segundo proceso de calibración también incluye:

- una etapa h) para suministrar al dispositivo LED 161 una corriente de prueba I_{TEST} y durante un tiempo de prueba T_{TEST} ;
- 10 - una etapa i) para calcular un valor umbral E_x para decidir la desactivación de los medios de iluminación 101, basándose en el valor de energía lumínica E_2 recibida del elemento fotosensible 162;
- una etapa j) para calcular el valor absoluto ΔE de la diferencia entre el valor E_x y el valor umbral predefinido E_{TH} . Ha de observarse que el valor ΔE expresa el error absoluto cometido al calcular el valor E_x ;
- 15 - una etapa k) para repetir las etapas anteriores h), i) y j), variando el tiempo de corriente o potencia I_{TEST} y T_{TEST} del dispositivo LED 161, si el valor ΔE es más alto que un valor predefinido Δ_{MAX} . Evidentemente, el valor Δ_{MAX} expresa el error máximo permisible en el cálculo de E_x ;
- 20 - una etapa l) para almacenar los valores de la corriente de prueba I_{TEST} y tiempo de prueba T_{TEST} como valores predefinidos I_0 , T_0 para utilizarlos en un proceso de calibración térmica, si dicho ΔE es menor que dicho valor predefinido Δ_{MAX} .

25 Ambos procesos de calibración descritos anteriormente presentan la ventaja de realizarse automáticamente mediante la unidad de control 154. Con este fin, los medios de procesamiento digitales pueden ejecutar software almacenado de manera adecuada en la memoria de la unidad de control 154.

Por tanto, el operario puede intervenir sólo para ajustar el aparato 1 en la configuración de calibración descrita anteriormente.

30 Los procesos de calibración anteriores pueden completarse entonces incluso por personal no especializado, limitando de manera decisiva la posibilidad de errores humanos en las operaciones de configuración del aparato 1.

35 Los procesos de calibración son particularmente adecuados para realizarse durante la producción industrial del aparato 1, y garantizan una operación de bajo coste, alta precisión y repetibilidad. Tal como se muestra en las figuras 2 a 3 o 5 a 6, la máscara 124 de la unidad óptica 120 puede moldearse de una sola pieza a través de un proceso de moldeo, tal como moldeo por inyección.

40 En una variante de realización, ilustrada en la figura 7, la máscara 124 puede implementarse como una pila de placas 124A conformadas, cada una de grosor relativamente pequeño.

45 Las placas 124A pueden implementarse ventajosamente a través de un proceso de grabado (utilizado raramente con placas de grosor relativamente grande). Este tipo de proceso puede producir piezas complejas de lámina de metal perforada con una alta precisión y es extremadamente rentable, puesto que no requiere una inversión apreciable para preparar una línea de producción.

Por ejemplo, no se requiere el diseño preliminar y la construcción de los moldes, como con los procesos de moldeo por inyección.

50 El aparato 1, según la invención, ofrece ventajas significativas con respecto a la técnica anterior.

En el aparato 1, la unidad óptica 120 puede integrar las funciones de ajuste de exposición a la luz de los medios de adquisición y la proyección de objetivos de luz en un único componente.

55 Esto minimiza ruidos de la trayectoria de luz óptica a los medios de adquisición 110, dando como resultado una mejora del contraste y la calidad de imágenes de retina adquiridas por los medios de adquisición 110.

60 La unidad óptica integrada permite además obtener un rendimiento superior con respecto al ajuste de la exposición a la luz en presencia de variaciones en la temperatura de funcionamiento de los elementos fotosensibles 123, puesto que la unidad de calibración térmica 160 puede compensar de manera efectiva cualquier variación en la sensibilidad a la radiación lumínica en dichos elementos fotosensibles.

En funcionamiento, el aparato 1 puede ajustarse con operaciones de calibración sencillas y una intervención mínima por parte del operario, dando como resultado una reducción de costes de mano de obra.

65

El aparato 1 presenta una estructura muy compacta, con dimensiones y peso globales relativamente pequeños, y se fabrica fácilmente a nivel industrial, con ventajas significativas en cuanto a la reducción de los costes de producción.

REIVINDICACIONES

1. Aparato (1) para inspeccionar el fondo de ojo (1), que comprende:

- 5 - unos medios de iluminación (101) configurados para proyectar un haz de luz (141) para iluminar la retina (72) de un ojo (7); y
- unos medios de adquisición (110) configurados para adquirir una o más imágenes de la retina; y
- 10 - una trayectoria óptica que comprende una o más lentes (106, 107, 108) configuradas para conjugar ópticamente la retina (72) con una superficie de recepción (110A) de dichos medios de adquisición; y
- unos primeros elementos fotosensibles (123); y
- 15 - un dispositivo divisor de haz (11) configurado para desviar hacia dichos primeros elementos fotosensibles una parte (143) de la luz reflejada por la retina y dirigida hacia dichos medios de adquisición; y
- una unidad de control (154) asociada funcionalmente con dichos primeros elementos fotosensibles, dichos medios de adquisición y dichos medios de iluminación;

20 en el que dichos primeros elementos fotosensibles (123) y primeros dispositivos LED (122) están dispuestos juntos en una única unidad óptica integrada (120) configurada para recibir luz de la retina y para proyectar unos objetivos de luz sobre la retina a través de dicho dispositivo divisor de haz (11),

25 caracterizado por que dichos primeros dispositivos LED (122) están configurados para proyectar unos objetivos de luz sobre la retina y dicha unidad de control está configurada para desactivar dichos medios de iluminación cuando la energía lumínica (E_1) recibida de dichos primeros elementos fotosensibles (123) supera un valor umbral predefinido (E_{TH}).

30 2. Aparato para inspeccionar el fondo de ojo, según la reivindicación 1, caracterizado por que dicha unidad óptica integrada (120) incluye:

- un elemento de soporte (121) provisto de una superficie de montaje (121A) sobre la que están dispuestos dichos primeros elementos fotosensibles (123) y dichos primeros dispositivos LED (122); y
- 35 - una primera máscara (124) superpuesta sobre dicha superficie de montaje, incluyendo dicha primera máscara unas primeras y segundas aberturas pasantes (134A, 134B), estando dispuestas dichas primeras aberturas pasantes para permitir que dichos primeros elementos fotosensibles (123) reciban luz procedente de dicho dispositivo divisor de haz y para proteger ópticamente dichos primeros elementos fotosensibles de
- 40 otras fuentes de luz, estando dispuestos dichos segundos orificios pasantes (134B) para permitir que dichos primeros dispositivos LED (122) emitan luz hacia dicho dispositivo divisor de haz y para proteger ópticamente dichos primeros dispositivos LED unos con respecto a otros y con respecto a dichos primeros elementos fotosensibles; y
- 45 - una segunda máscara (125) superpuesta sobre dicha primera máscara y situada en un plano conjugado ópticamente de manera sustancial con la retina, incluyendo dicha segunda máscara unas terceras y cuartas aberturas pasantes, estando dispuestas estas terceras aberturas pasantes (131) en dichos primeros elementos fotosensibles (123) para permitir que dichos primeros elementos fotosensibles reciban luz procedente de dicho dispositivo divisor de haz, estando dispuestos dichos cuartos orificios pasantes (132) en
- 50 dichos primeros dispositivos LED (122) para permitir que dichos primeros dispositivos LED emitan luz hacia dicho dispositivo divisor de haz.

3. Aparato, según una o más de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que dicha unidad de control (154) está configurada para realizar un proceso de calibración inicial que incluye las etapas siguientes:

- 55 i) activar dichos medios de iluminación (101) con una potencia lumínica predefinida y durante un primer tiempo de activación (τ_1); y
- ii) almacenar el valor (E_1) de energía lumínica recibida de dichos primeros elementos fotosensibles; y
- 60 iii) almacenar la imagen adquirida por dichos medios de adquisición (110); y
- iv) calcular el valor de luminosidad medio (L_A) de la imagen adquirida por dichos medios de adquisición; y
- 65 v) comprobar si el valor de luminosidad medio (L_A) está comprendido dentro de un intervalo de valores predefinido (L_1 - L_2); y

- vi) si el valor de luminosidad medio (L_A) no está comprendido en ese intervalo de valores predefinido (L1-L2), repetir las etapas anteriores cambiando el primer tiempo de activación (τ_1); o
- 5 vii) almacenar el valor de energía lumínica (E_1) recibido de dichos primeros elementos fotosensibles como el valor umbral predefinido (E_{TH}) para decidir la desactivación de dichos medios de iluminación, si el valor de luminosidad medio (L_A) está comprendido dentro de ese intervalo de valores predefinido (L1-L2).
- 10 4. Aparato, según una o más de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que dicha unidad óptica integrada (120) comprende una unidad de calibración térmica (160) que comprende por lo menos un segundo dispositivo LED (161) que puede emitir luz hacia por lo menos un segundo elemento fotosensible (162).
- 15 5. Aparato, según las reivindicaciones 2 y 4, caracterizado por que dicha primera máscara (124) incluye una quinta abertura pasante (137) para proteger dicho segundo elemento fotosensible (162) de otras fuentes de luz.
- 20 6. Aparato, según las reivindicaciones 2 y 4, caracterizado por que dicha segunda máscara (125) incluye una sexta abertura pasante (138) para permitir que dicho segundo dispositivo LED (161) emita luz hacia dicho dispositivo divisor de haz.
- 25 7. Aparato, según una o más de las reivindicaciones 4 a 6, caracterizado por que dicha unidad de control (154) está configurada para realizar un proceso de calibración térmica que incluye las etapas siguientes:
- 30 I) alimentar dicho segundo dispositivo LED (161) con una corriente de alimentación predefinida (I_0) y durante un tiempo de alimentación predefinido (T_0); y
- 35 II) calcular un nuevo valor umbral (E_{NEW}) para decidir la desactivación de dichos medios de iluminación (101), basándose en el valor de energía lumínica (E_2) recibido desde dicho segundo elemento fotosensible (162); y
- 40 III) almacenar dicho nuevo valor umbral (E_{NEW}) como el valor umbral predefinido (E_{TH}) para decidir la desactivación de dichos medios de iluminación.
- 45 8. Aparato, según la reivindicación 7, caracterizado por que dicha unidad de control (154) está configurada para realizar dicho proceso de calibración térmica automáticamente, de manera periódica, en los intervalos de tiempo entre dos exámenes sucesivos de la retina.
- 50 9. Aparato, según una o más de las reivindicaciones 4 a 8, caracterizado por que dicha unidad de control (154) está configurada para realizar un segundo proceso de calibración que incluye las etapas siguientes:
- 55 a) activar dichos medios de iluminación (101) con una potencia lumínica predefinida y durante un segundo tiempo de activación (τ_2); y
- 60 b) almacenar el valor (E_1) de energía lumínica recibida desde dichos primeros elementos fotosensibles; y
- 65 c) almacenar la imagen adquirida por dichos medios de adquisición (110); y
- 70 d) calcular el valor de luminosidad medio (L_A) de la imagen adquirida por dichos medios de adquisición; y
- 75 e) comprobar si dicho valor de luminosidad medio (L_A) está comprendido dentro de un intervalo de valores predefinidos (L1-L2); y
- 80 f) si el valor de luminosidad medio (L_A) calculado no está comprendido dentro de ese intervalo de valores predefinido (L1-L2), repetir las etapas anteriores variando dicho segundo tiempo de activación (τ_2); o
- 85 g) almacenar el valor (E_1) de energía lumínica recibida de los primeros elementos fotosensibles como el valor umbral predefinido (E_{TH}) para decidir la desactivación de dichos medios de iluminación (101), si el valor de luminosidad medio calculado está comprendido dentro de ese intervalo de valores predefinido; y
- 90 h) alimentar dicho segundo dispositivo LED (161) con una corriente de prueba (I_{TEST}) y durante un tiempo de prueba (T_{TEST}); y
- 95 i) calcular un valor umbral (E_X) para decidir la desactivación de dichos medios de iluminación (101), basándose en el valor de energía lumínica (E_2) recibido de dicho segundo elemento fotosensible (162); y
- 100 j) calcular el valor absoluto (ΔE) de la diferencia entre el valor umbral (E_X) calculado en la etapa anterior y el valor umbral predefinido (E_{TH}) para decidir la desactivación de dichos medios de iluminación; y

- k) repetir las etapas anteriores h), i) y j), variando la corriente (I_{TEST}) o el tiempo de prueba (T_{TEST}) utilizados para alimentar dicho segundo dispositivo LED (161), si dicho valor absoluto supera un valor preestablecido (Δ_{MAX});
o
- 5 l) almacenar el valor de la corriente de prueba (I_{TEST}) y el tiempo de prueba (T_{TEST}) como valores predefinidos (I_0 , T_0) para su utilización en un proceso de calibración térmica, si dicho valor absoluto es inferior a dicho valor predefinido (Δ_{MAX}).

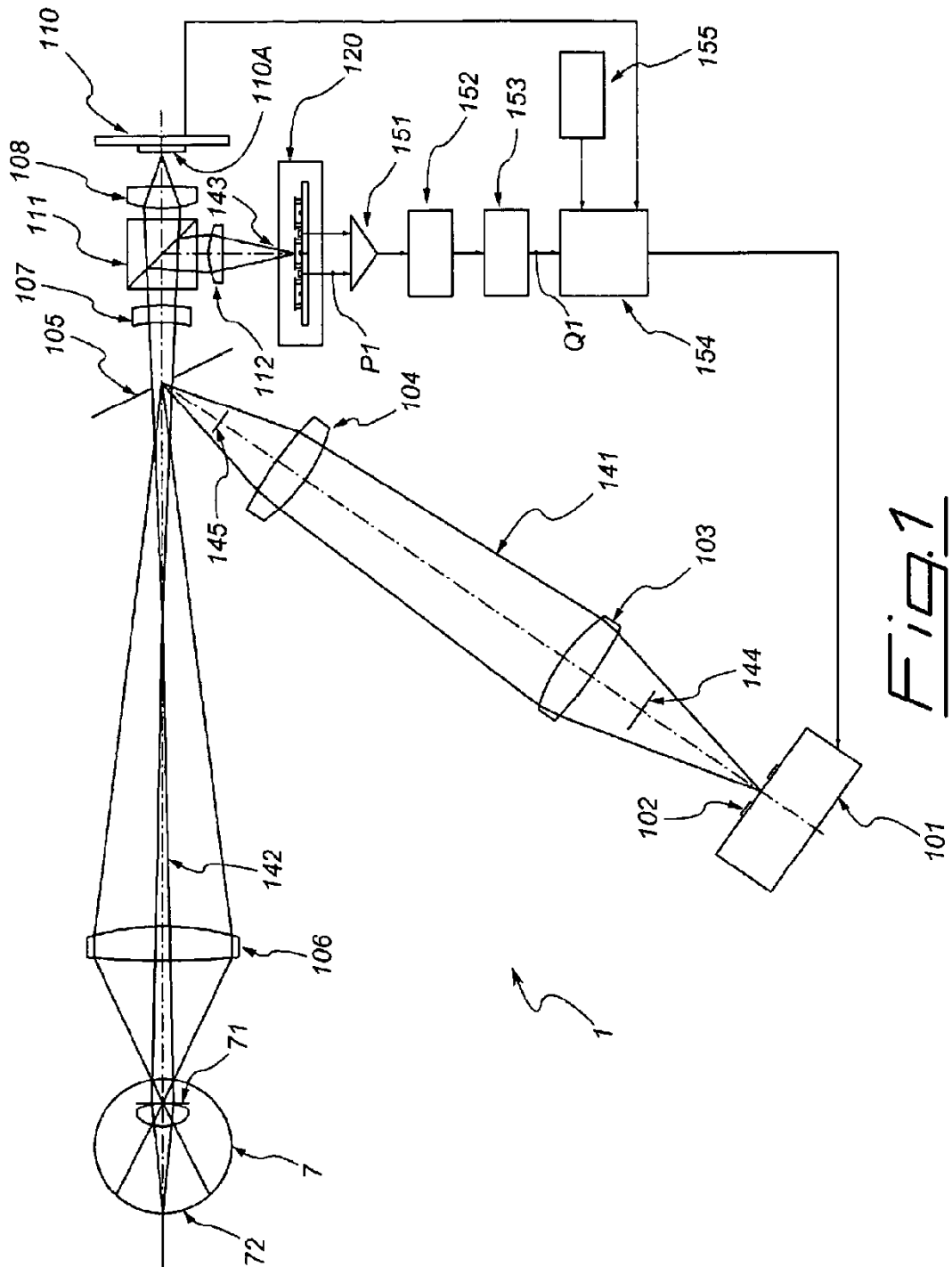


Fig. 1

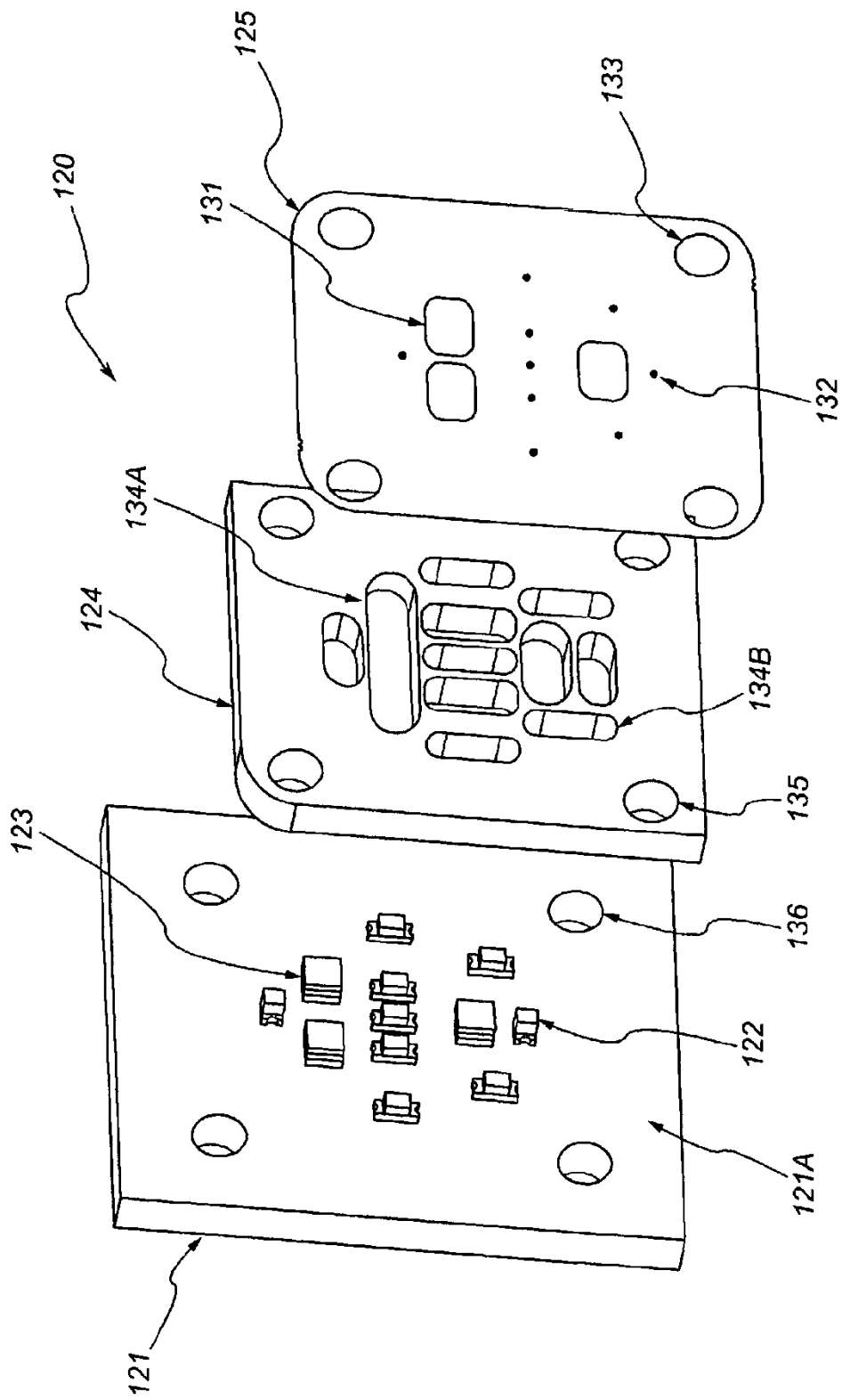
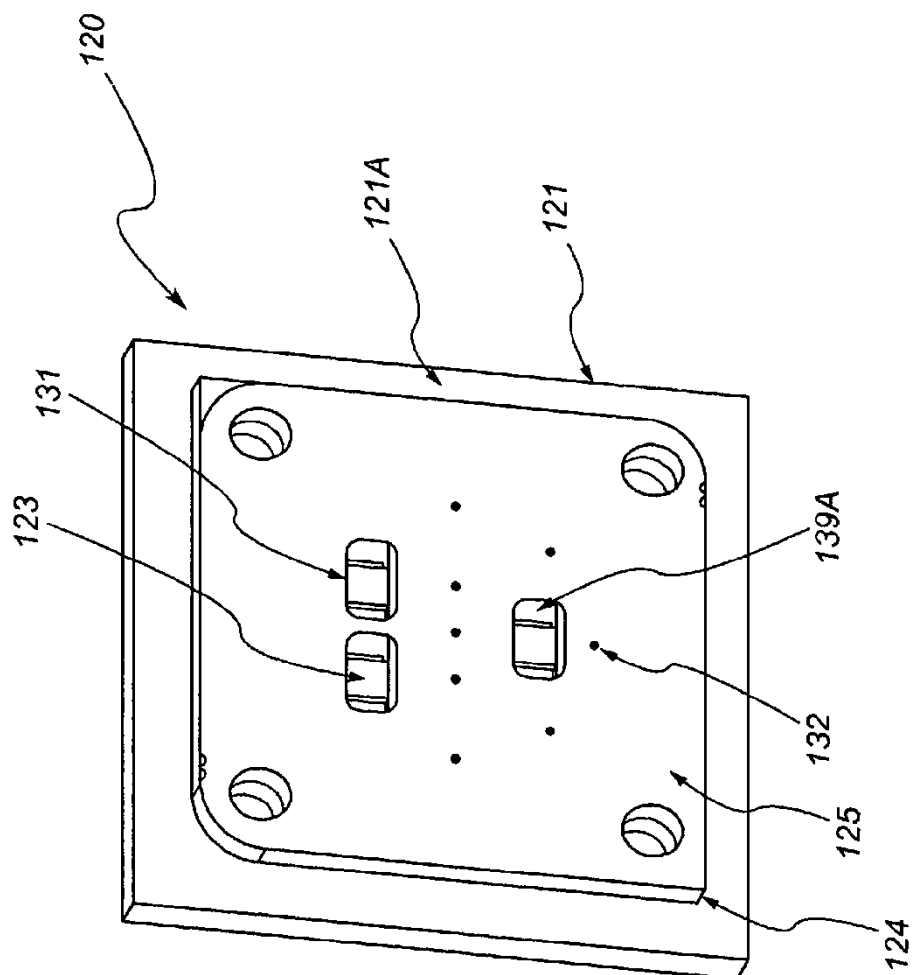


Fig. 2



Edi

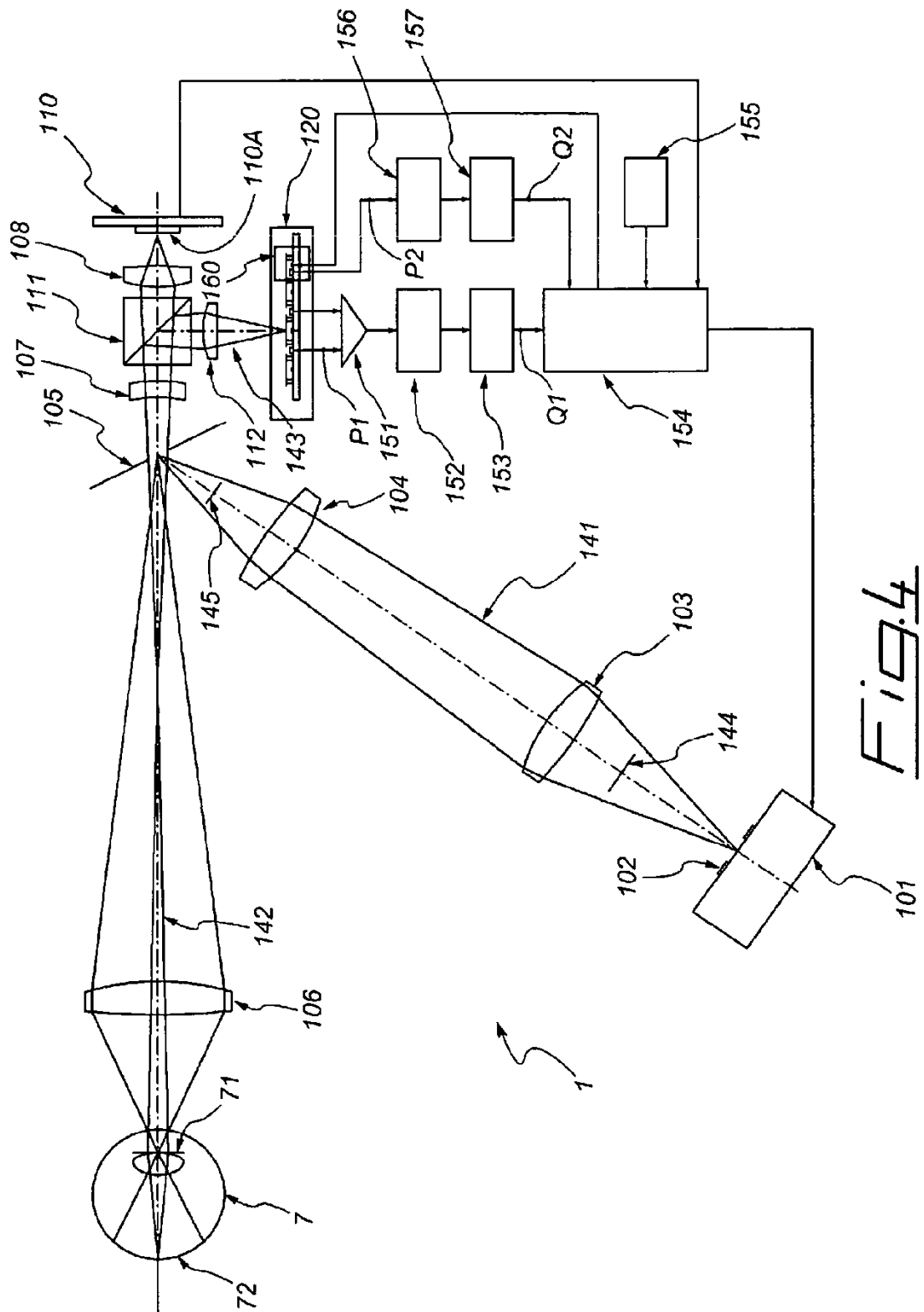


Fig. 4

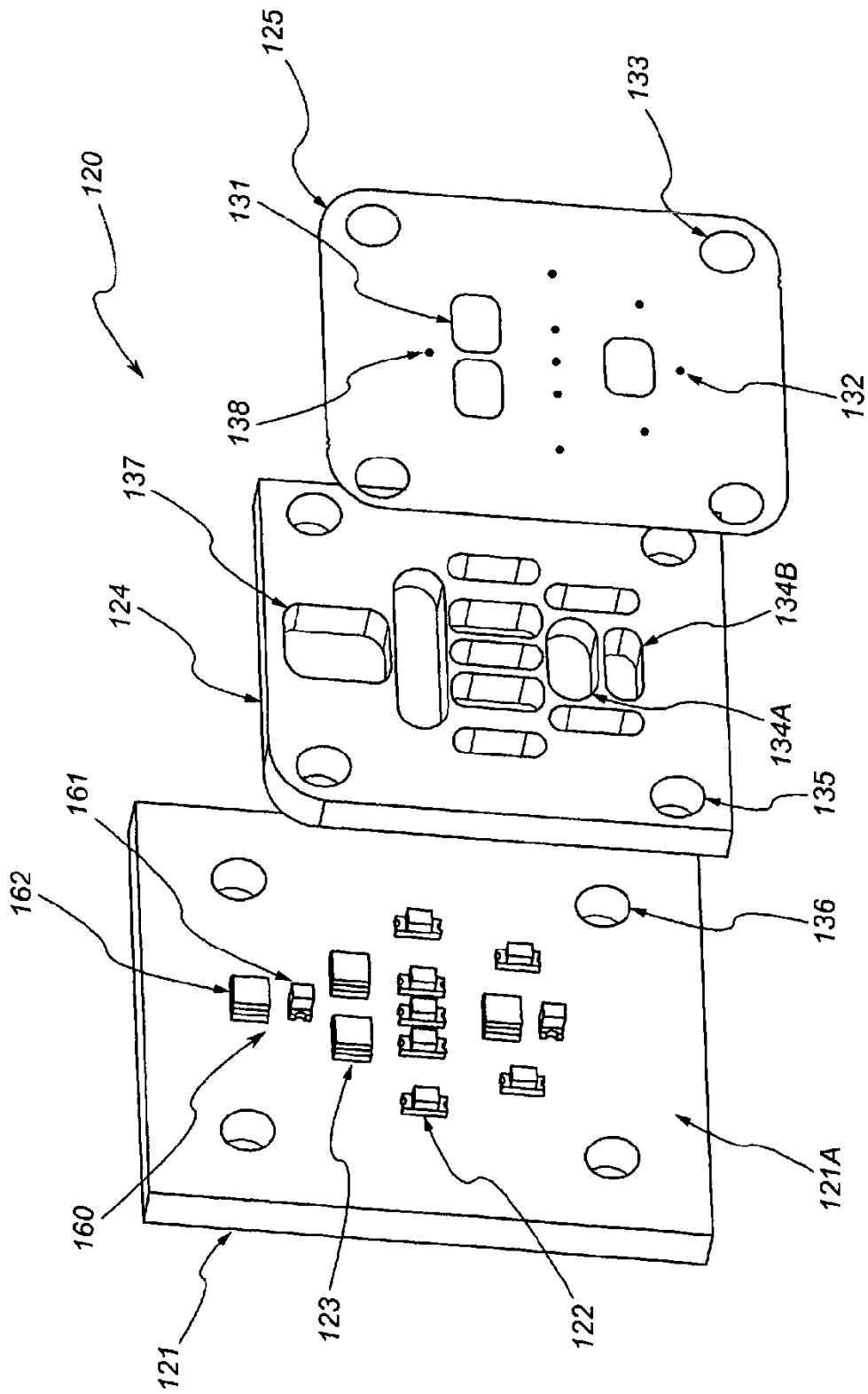


Fig. 5

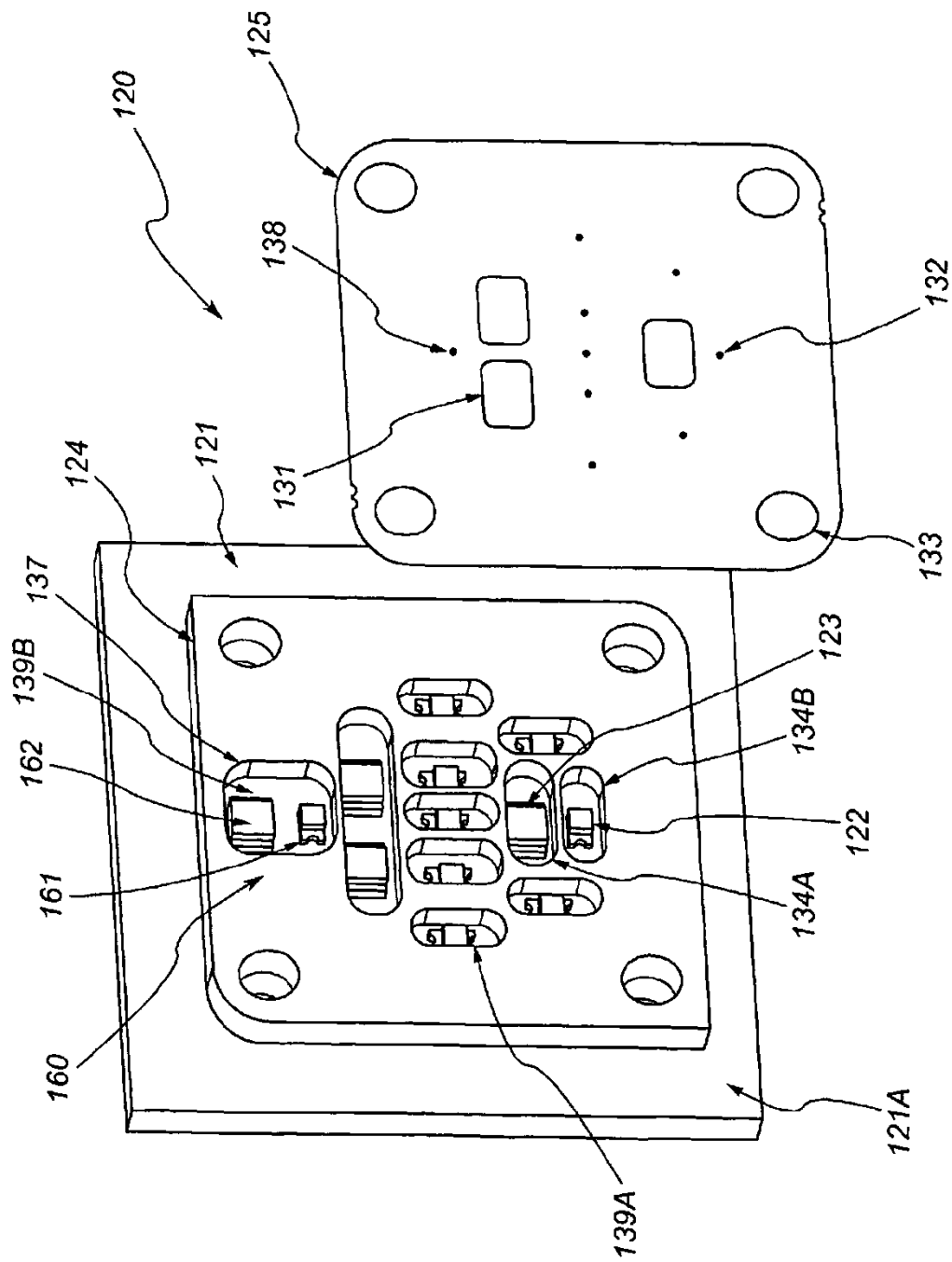


Fig. 6

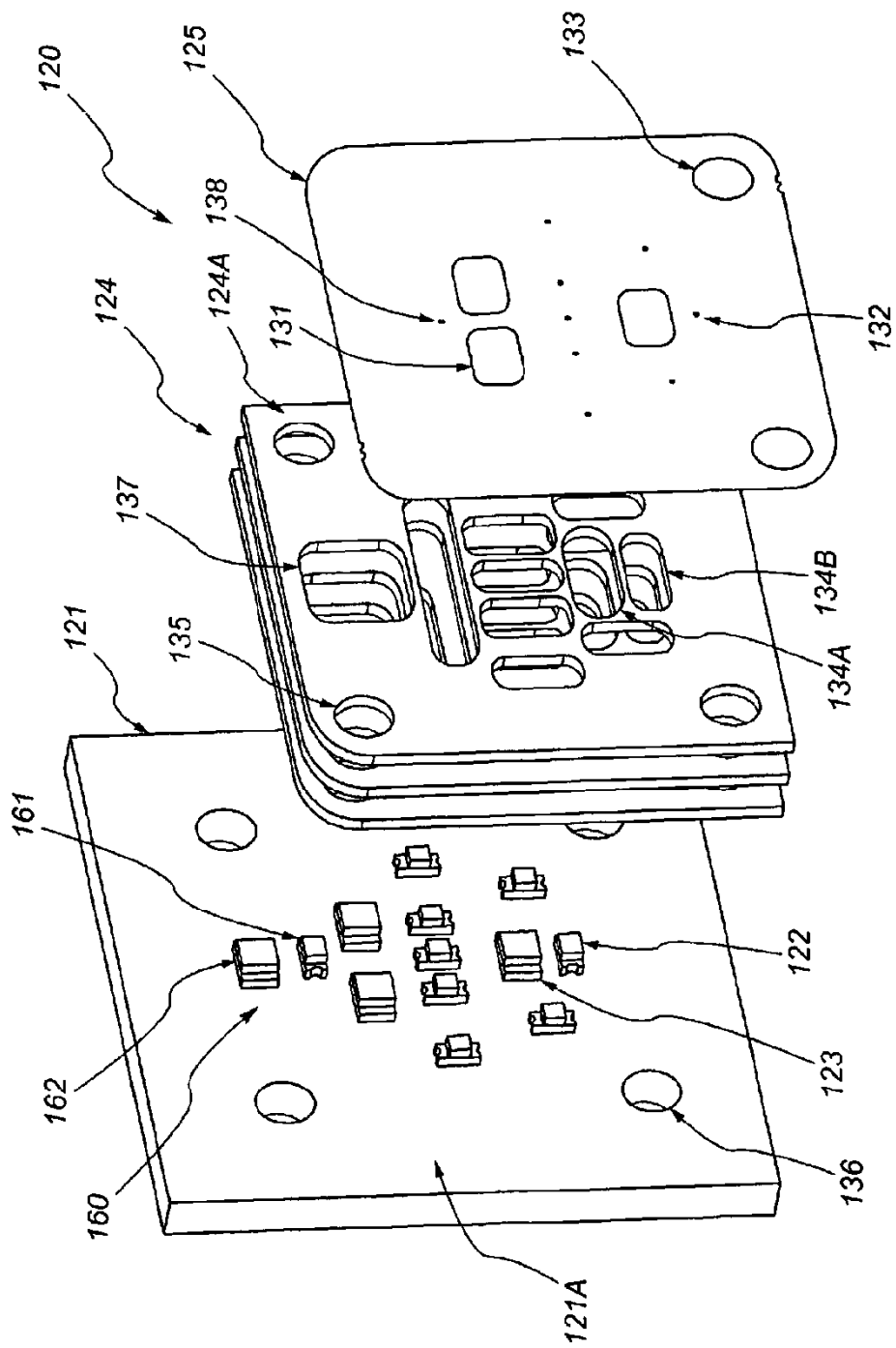


Fig. 7

