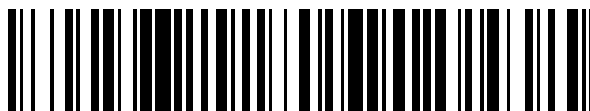


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 439 251**

51 Int. Cl.:

G09B 23/30 (2006.01)

A61N 5/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **25.04.2008 E 08749156 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.10.2013 EP 2277158**

54 Título: **Modelo de ojo para su utilización en mediciones oftalmológicas**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
22.01.2014

73 Titular/es:

**WAVELIGHT GMBH (100.0%)
Am Wolfsmantel 5
91058 Erlangen, DE**

72 Inventor/es:

**SCHMID, STEFAN y
DONITZKY, CHRISTOF**

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 439 251 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

Modelo de ojo para su utilización en mediciones oftalmológicas.

5 La invención se refiere a un modelo de ojo para su utilización en mediciones oftalmológicas con una simulación de por lo menos una estructura del ojo.

10 En una pluralidad de métodos de mediciones, con los que se miden propiedades de los ojos, se irradia una radiación electromagnética (en lo que sigue abreviadamente: luz) sobre y/o en el ojo que se va a analizar y que captura y evalúa la radiación rechazada por el ojo. En la radiación rechazada, se refleja la influencia de la luz por los diferentes elementos del ojo, por lo que se cumple que, registrando la radiación rechazada por el ojo, se pueden extraer conclusiones sobre las propiedades del ojo, por ejemplo, a través de las alteraciones patológicas del mismo. La radiación rechazada por el ojo se registra con una pluralidad de técnicas de medición por medio de una cámara, en particular una cámara electrónica. Un ejemplo de un sistema basado en una cámara para la investigación del ojo es el denominado sistema de cámara Scheimpflug con el que pueden investigarse en particular la córnea y el cristalino. La fotografía Scheimpflug hace posible, como es conocido, una imagen nítida de un plano de objeto (plano de sujeto) que es oblicuo al plano de imagen del sistema de cámara.

20 En la fotografía Scheimpflug oftalmológica, el ojo se transilumina a manera de capas con un proyector de rendija. En este caso, la luz saliente del ojo por dispersión es fotografiada en dirección oblicua al eje óptico de la luz incidente; véase, el documento DE 299 13 602 U1. Las tomas de secciones luminosas generadas de esta manera en la técnica Scheimpflug necesitan frecuentemente una comprobación por medio de mediciones de referencia. Para realizar estas mediciones de referencia puede recurrirse a modelos de ojo simulados artificialmente. Dichos modelos de ojo, que simulan una o varias estructuras del ojo, encuentran también aplicaciones en la investigación y la práctica oftalmológicas para el desarrollo de nuevas técnicas o aparatos de medición, junto con la utilización de los mismos para mediciones de comparación o calibración.

25 La patente US nº 7.066.598 B2 se conoce un ejemplo de modelo de ojo. El modelo de ojo de esta patente presenta, entre otras, simulaciones de la córnea y del cristalino de un ojo humano. Las simulaciones consisten en un plástico acrílico, que está dopado con materiales de dispersión, para imitar las propiedades de dispersión de los prototipos reales.

30 No obstante, se ha visto que el comportamiento de dispersión real del ojo sólo puede imitarse de modo deficiente. Esto está relacionado con el hecho de que un dopado de un cuerpo de plástico, que simula la córnea o el cristalino, con pigmentos u otros materiales de dispersión conduce ciertamente a que tenga lugar una dispersión volumétrica de la luz en el cuerpo de imitación. No obstante, la luz se somete a una dispersión múltiple en todas las superficies limítrofes de dispersión y todos los materiales de dispersión sobre los que incide. La dispersión múltiple lleva a un abocinado del haz de luz dispersa debido a que sus superficies limítrofes y contornos no pueden registrarse con la nitidez deseada.

35 Por el contrario, la invención se basa en el conocimiento de que, en el ojo humano, la dispersión de la luz en las superficies limítrofes y las estructuras celulares tiene una dirección preferente. Esto está relacionado en particular con el hecho de que las capas celulares dentro del cristalino y la córnea discurren aproximadamente paralelas a la superficie. A diferencia de los materiales de imitación translúcidos con una distribución homogénea de materiales de dispersión, en el ojo humano se percibe como luz dispersa sustancialmente sólo la luz procedente de la zona del ojo directamente iluminada, es decir, no tiene lugar ningún abocinado esencial del haz de luz dispersa. Esto permite una toma fotográfica de contornos nítidos de la zona iluminada.

40 A la luz del conocimiento anterior, la idea de la invención radica en realizar investigaciones de un modelo de ojo no sobre la base de la luz dispersa sino sobre la base de emisiones de fluorescencia. Según la invención, un modelo de ojo de este tipo en concordancia con la reivindicación 1 se utiliza para comprobar un sistema de cámara utilizado en mediciones oftalmológicas que comprende una cámara Scheimpflug y un proyector de rendija. Por consiguiente, en el modelo de ojo utilizado la simulación de una estructura del ojo posee propiedades fluorescentes. En particular, el material de la simulación contiene los fluoróforos que, durante su estimulación por una radiación de estimulación, emiten luz de una longitud de onda más larga que la de la radiación de estimulación. Debido a su longitud de onda mayor, la luz fluorescente emitida no puede estimular hasta la fluorescencia otras partículas fluorescentes en el modelo de ojo. Por tanto, en la luz fluorescente se distinguen nítidamente los contornos de la zona iluminada. La borrosidad que puede observarse en tomas basadas en luz dispersa debido a la dispersión múltiple puede evitarse en la fotografía con luz fluorescente.

45 Respecto al estado de la técnica referente a estructuras de ojo simuladas artificialmente, cabe remitirse a los documentos WO 94/16425 A1, US 5.713.893 y US 5.772.656. En estos tres documentos, la estructura de ojo simulada se utiliza en cada caso para comprobar/calibrar un láser empleado para la ablación de tejido ocular corneal.

50

55

60

65

Perfeccionamientos preferidos de la invención están indicados en las reivindicaciones subordinadas.

El modelo de ojo puede presentar, en particular, una simulación de córnea y/o una simulación de cristalino que modelan geoméricamente la córnea y el cristalino y contienen un material fluorescente. Asimismo, el humor vítreo del ojo puede estar simulado en el modelo de ojo. El material fluorescente puede estar distribuido homogéneamente en la simulación, de modo que en el volumen completo de la simulación se ajusten propiedades fluorescentes iguales. Es concebible alternativamente distribuir el material fluorescente de forma no homogénea en la simulación de la estructura del ojo en cuestión. De esta manera, pueden imitarse diferentes capas de tejido dentro de la córnea, el cristalino u otra estructura del ojo. Por ejemplo, la simulación puede contener varias zonas de diferentes concentraciones del material fluorescente, estando convenientemente distribuido de manera sustancialmente homogénea el material fluorescente dentro de cada zona. Así, por ejemplo, puede imitarse una catarata (estrella gris) en el cristalino. Detrás de esto, está la consideración de que una concentración diferente del material fluorescente en material de base de la simulación lleva a una emisión de fluorescencia de diferente intensidad. Como material de base de la simulación se utiliza preferentemente un material transparente, es decir, un material sin dispersión volumétrica sustancial. Por ejemplo, puede utilizarse para ello un material plástico, tal como, plexiglás (PMMA: polimetilmetacrilato). Los cuerpos de plexiglás fluorescentes se pueden conseguir en diferentes colores usuales en el mercado, por ejemplo, en forma de placas o varillas. Es posible sin más una fabricación de la simulación o simulaciones a base de dichos materiales.

Por lo demás, es concebible también modificar continuamente la concentración del material fluorescente en una estructura de ojo simulada o, por lo menos, en una zona parcial de la misma, de modo que la concentración o la evolución de la concentración pueden describirse por medio de un gradiente. Una distribución de este tipo del material fluorescente puede elegirse, en particular, para la simulación del cristalino humano.

Alternativa o adicionalmente a una variación de la concentración del material fluorescente pueden utilizarse en el modelo de ojo materiales fluorescentes que emitan luz fluorescente de diferentes colores. Por ejemplo, es concebible simular la córnea por medio de un primer cuerpo, que emite luz fluorescente de un primer color, y simular el cristalino por medio de un segundo cuerpo, que emite luz fluorescente de un segundo color. Asimismo, dentro de una estructura de ojo simulada es concebible dopar diferentes zonas con materiales fluorescentes que emitan colores diferentes. De esta manera, por ejemplo, pueden representarse por medio de diferentes colores distintas capas de la córnea (epitelio, estroma, etc.) o del cristalino (cápsula, corteza, núcleo, etc.).

A continuación, se explica un ejemplo de forma de realización de un dispositivo para la medición oftalmológica de un modelo de ojo con ayuda de la única figura adjunta. Se muestra allí esquemáticamente un modelo de ojo artificial 10 con una simulación de córnea 12, una simulación de cristalino 14 y una simulación de iris 16. La cámara ocular delantera que se encuentra en el ojo humano entre la córnea y el cristalino está simulada también preferentemente en el modelo de ojo 10, por ejemplo a base de un material plástico o de un líquido. En cada caso, la simulación de la cámara delantera del ojo, análogamente a la cámara delantera natural del ojo, no deberá poseer propiedades de dispersión ni presentar además propiedades de fluorescencia.

Por el contrario, en el modelo de ojo 10 tanto la simulación de córnea 12 como también la simulación de cristalino 14 poseen propiedades fluorescentes. Las dos simulaciones están formadas para ello de un material de base transparente, en el que está incrustado un material fluorescente. A título ilustrativo, en la figura está indicado el material fluorescente por medio de partículas en forma de puntos, que están indicadas con los números de referencia 12a y 14a. Por ejemplo, la simulación de córnea 12 y la simulación de cristalino 14 están fabricadas de plexiglás fluorescente. El color de la emisión de fluorescencia de la simulación de córnea 12 y la simulación de cristalino 14 puede ser diferente; por ejemplo, una de las dos simulaciones podría emitir en la zona de las longitudes de onda del verde, mientras que la otra simulación emite en la zona de las longitudes de onda del amarillo. Del mismo modo, la emisión de fluorescencia de las dos simulaciones 12, 14 puede tener sustancialmente el mismo color.

La simulación de iris 16 puede formarse también, cuando sea necesario, de un material con propiedades fluorescentes.

El eje óptico del modelo de ojo 10 está designado con el número de referencia 18 en la figura. Los distintos elementos del modelo de ojo 10 están configurados sustancialmente simétricos en rotación alrededor del eje óptico 18, lo que corresponde aproximadamente al ojo natural. Para una simulación geométrica exacta del ojo real puede realizarse por lo menos una parte de las superficies simuladas con curvatura tórica o esférica o bien esta parte puede incluso curvarse repetidas veces. Por supuesto, alternativa o adicionalmente, puede trabajarse con superficies curvadas esféricamente en la confección del modelo de ojo y de estructuras de ojo individuales.

Para la toma fotográfica de las estructuras de ojo simuladas sirven un proyector de rendija 20 y una cámara Scheimpflug 22, siendo la cámara Scheimpflug 22 preferentemente una cámara electrónica (digital). El proyector de rendija 20 dirige de una manera en sí conocida un haz de rendija 24 (un "disco luminoso") a lo largo del eje óptico 18 y hacia el modelo de ojo 10. El haz de rendija 24 consta, por ejemplo, de luz negra (luz UV). Debido a la transparencia del material de base de los dos cuerpos simulados 12, 14, el haz de rendija 24 atraviesa la simulación

- de córnea 12 y la simulación de cristalino 14 y estimula entonces la emisión de fluorescencia del material fluorescente 12a, 14a. La luz de fluorescencia emitida sale lateralmente del modelo de ojo 10, como está indicado por una flecha 26, y es registrada con la cámara Scheimpflug 22. La cámara Scheimpflug 22 puede realizarse con medios de filtro adecuados que sean esencialmente sólo permeables para la longitud de onda de fluorescencia del material fluorescente 12a, 14a, de modo que la luz de fluorescencia emitida incida sobre el sensor de imagen de la cámara Scheimpflug 22. De esta manera, pueden suprimirse las eventuales influencias de la luz dispersa que no se basen en una emisión de fluorescencia, especialmente cuando la luz de excitación enviada por el proyector de rendija 20 contenga longitudes de onda en el dominio visible.
- 5
- 10 El dispositivo de medición mostrado en la figura puede proporcionar de esta manera imágenes de referencia de un ojo que pueden aprovecharse para calibrar y referenciar el sistema de cámara, es decir, para determinar si el sistema de proyector de rendija 20 y cámara Scheimpflug 22 suministra en definitiva reproducciones correctas, que corresponden al objeto a medir. Además, los datos de imagen obtenidos pueden utilizarse para comparaciones con imágenes que se obtienen en el ojo vivo.
- 15
- 20 El modelo de ojo 10 puede utilizarse también para otros fines oftalmológicos que la fotografía Scheimpflug. Por ejemplo, puede utilizarse como objeto de entrenamiento para investigaciones de lámparas de rendija. Asimismo, puede concebirse también producir cataratas artificiales en la simulación de cristalino 14, por ejemplo, con una radiación láser fuertemente enfocada de potencia suficiente, para graduar con ello los aparatos de medición.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Utilización de un modelo de ojo para comprobar un sistema de cámara utilizado en mediciones oftalmológicas, que comprende una cámara Scheimpflug (22) y un proyector de rendija (20), comprendiendo el modelo de ojo una simulación (12, 14) de por lo menos una estructura del ojo, conteniendo la simulación un material fluorescente (12a, 14a), comprendiendo dicha utilización la excitación del material fluorescente por medio de un haz de rendija (24) dirigido sobre el modelo de ojo y el registro de una imagen de la simulación (12, 14) a partir de la luz fluorescente emitida por medio de la cámara Scheimpflug.
- 10 2. Utilización según la reivindicación 1, caracterizada porque la simulación (12, 14) modela geoméricamente una córnea o/y un cristalino o/y un cuerpo vítreo.
- 15 3. Utilización según la reivindicación 1 o 2, caracterizada porque la simulación está formada por un material, en particular un material plástico, sin una dispersión volumétrica importante.
- 20 4. Utilización según una de las reivindicaciones 1 a 3, caracterizada porque el material fluorescente (12a, 14a) está distribuido de manera no homogénea en la simulación.
5. Utilización según la reivindicación 4, caracterizada porque la simulación (12, 14) contiene varias zonas de diferentes concentraciones del material fluorescente, estando el material fluorescente distribuido de manera sustancialmente homogénea dentro de cada zona.
- 25 6. Utilización según la reivindicación 4 o 5, caracterizada porque la simulación posee por lo menos una zona, en la que la concentración del material fluorescente se caracteriza por un gradiente.

