



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 331 172**

21 Número de solicitud: 200901473

51 Int. Cl.:

A61B 3/00 (2006.01)

12

PATENTE DE INVENCION CON EXAMEN PREVIO

B2

22 Fecha de presentación: **15.06.2009**

43 Fecha de publicación de la solicitud: **22.12.2009**

Fecha de la concesión: **26.01.2011**

45 Fecha de anuncio de la concesión: **07.02.2011**

45 Fecha de publicación del folleto de la patente:
07.02.2011

73 Titular/es: **Universidad de Granada
Hospital Real - Cuesta del Hospicio, s/n
18071 Granada, ES**

72 Inventor/es: **Hernández Andrés, Javier;
López Álvarez, Miguel Ángel y
Nieves Gómez, Juan Luis**

74 Agente: **No consta**

54 Título: **Dispositivo portátil para la autovisualización de células sanguíneas en la retina.**

57 Resumen:

Dispositivo portátil para la autovisualización de células sanguíneas en la retina.

La invención propuesta en este documento es un instrumento compacto, portátil y fácil de utilizar, que permite al propio paciente evaluar en pocos segundos si existe riego sanguíneo correcto en su retina y por tanto servir para autodetectar patologías como retinopatías vasculares, la arterioesclerosis o la retinopatía diabética entre otras.

ES 2 331 172 B2

Aviso: Se puede realizar consulta prevista por el art. 40.2.8 LP.

ES 2 331 172 B2

DESCRIPCIÓN

Dispositivo portátil para la autovisualización de células sanguíneas en la retina.

5 Sector de la técnica

Material y equipo eléctrico, electrónico y óptico. Oftamología.

Estado de la técnica

10

La Oftalmología ha experimentado un increíble avance en las últimas décadas gracias a las aportaciones tecnológicas que la revolución electrónica de finales del siglo XX ha traído al campo de la instrumentación médica. Así, por ejemplo, la miniaturización de todo tipo de dispositivos electrónicos de medida y quirúrgicos ha permitido facilitar en gran medida la detección e intervención de diversas patologías oculares.

15

Existen diversos instrumentos médicos en el campo del tratamiento y detección de lesiones oculares basados en la última tecnología electrónica [Paul L. Kaufman y Albert Alm (editores), "Adler's Physiology of the Eye", tenth edition, Mosby, Incorporated, 2002] como es la utilización de LEDs (*Light Emitting Diodes*) es corriente en los medidores de campo visual, o el empleo de sofisticados detectores fotoelectrónicos y circuitos de control de tiempo real (RTC) en los aberrómetros. Aunque, sin duda, la prueba más clara de este hecho sean los complejos instrumentos para cirugía láser de la córnea, en los que se emplean cámaras digitales, programas de control automático de la posición ocular, y completos sistemas de procesamiento de datos, además del propio láser de gran potencia.

20

Los trastornos oculares específicamente relacionados con la retina son muy diversos. Al ser ésta la responsable de la captación final de la intensidad lumínica transportada por el resto de elementos ópticos presentes en el ojo, y al estar situada en el fondo del ojo, el diagnóstico y tratamiento de dichos trastornos es especialmente relevante y delicado.

25

Las células de la retina se encuentran irrigadas por multitud de capilares, a donde es transportada la sangre con los nutrientes necesarios para dichas células. Las técnicas para la visualización del fondo de ojo (oftalmoscopia directa, oftalmoscopia indirecta, retinógrafo, angiógrafo, etc.), permiten ver la red microvascular presente justo delante de la retina, las cuales no entorpecen la visión normal del ojo dado su reducido tamaño.

30

Sin embargo, observar el flujo sanguíneo en esta zona es tarea imposible de forma directa, pues no se puede acceder a estructuras intraoculares tan pequeñas sin dañar el ojo.

35

También existen prototipos, diseñados con fines divulgativos, que permiten observar las células sanguíneas en retina gracias a la difracción que dichos corpúsculos producen cuando se les ilumina con luz cuasi-monocromática de una determinada longitud de onda centrada en la zona azul del espectro visible. Sin embargo, dichos diseños no utilizan dispositivos ópticos y electrónicos avanzados, poseen un tamaño y peso demasiado grande, presentan un consumo de energía elevado y disipan tanto calor que se hacen necesarios sistemas de ventilación para evitar posibles daños a las personas que los manejan y utilizan.

40

Objeto de la invención

La invención propuesta en este documento es un instrumento compacto, portátil y fácil de utilizar, que le permita al propio paciente evaluar en pocos segundos si existe riego sanguíneo correcto en su retina y por tanto servir para autodetectar patologías como retinopatías vasculares, la arterioesclerosis o la retinopatía diabética entre otras. Al mismo tiempo, el instrumento objeto de la presente invención puede ser utilizado con fines didácticos y educativos en las áreas de Óptica-Optometría, Oftalmología y Salud Visual.

45

El paciente sería el propio utilitario directo del dispositivo, el cual es utilizado a modo de catalejo o telescopio pues dispone de un ocular por el que mirar. El diseño del mismo permite al propio paciente observar el movimiento de sus células sanguíneas en el torrente sanguíneo que irriga la retina, gracias a la difracción de la luz que dichos corpúsculos producen.

50

Nuestro diseño permite que el dispositivo tenga un tamaño y peso muy reducidos, así como un consumo de potencia eléctrica durante su utilización menor de 1 watio. Todo ello sin ir en detrimento de la calidad de la imagen diagnóstica, por lo que se trata de un instrumento sofisticado, avanzado, fácilmente transportable, portátil y muy indicado para los fines descritos anteriormente.

55

Descripción de las figuras

Figura 1.- Esquema del aparato propuesto.

Se presenta un esquema de la invención, donde *T* representa un elemento hueco que aloja el resto de componentes, *L* un LED, *F* un filtro interferencial, *O* una lente ocular, *C* un circuito electrónico de protección del LED/elemento que permite proteger el LED de sobretensiones y *X* una fuente de alimentación eléctrica.

60

65

Descripción detallada de la invención

La presente invención se refiere al diseño de un dispositivo opto-electrónico para la autovisualización de las células sanguíneas presentes en la retina del observador.

El dispositivo (Figura 1) comprende los siguientes elementos:

- a) Un tubo cilíndrico hueco (T) en cuyo interior se alojará todos el dispositivo.
- b) Una fuente de luz (L) tipo LED (*Light Emitting Diode*) preferiblemente con fuerte emisión en la parte azul del espectro visible.
- c) Una fuente de alimentación eléctrica (X) de corriente continua.
- d) Un elemento (C), situado entre el LED y la fuente de alimentación (X), que permita proteger al LED de posibles sobretensiones, como por ejemplo un resistencia eléctrica o, preferiblemente, un circuito electrónico que realice esa función de protección.
- e) Un filtro interferencial (F) con transmitancia máxima situada en la parte azul del espectro visible, preferiblemente entre 400 nm y 440 nm de longitud de onda.
- f) Una lente ocular (O) de tipo convergente.

El modo de operación es el siguiente:

El observador o paciente, para utilizar el dispositivo, mirará a través del ocular (O) provisto en un extremo del tubo. Lo que observará en un primer momento será un fondo iluminado homogéneo iluminado de color azul violáceo e inmediatamente después -en condiciones normales- deberá comenzar a observar pequeños corpúsculos negros y móviles sobre el fondo azul. Estos corpúsculos no son sino la sombra difraccional producida en cada instante por las células sanguíneas sobre la retina. El movimiento de estas células de sangre está sincronizado con el ritmo cardiaco, lo que puede comprobarse al tomarse el pulso de forma simultánea. Analizando la velocidad del movimiento de los corpúsculos visualizados en el dispositivo, y la cantidad de los mismos en toda la imagen, se puede inferir si el riego sanguíneo en retina es normal o no.

Al suministrar una corriente continua al LED, y gracias al elemento de protección (C), la tensión que cae en el LED nunca superará la tensión de ruptura de esta pequeña fuente de luz, pues la resistencia absorberá cualquier posible exceso de tensión, con lo cual protegemos el circuito. En estas circunstancias el LED debe emitir luz de color azul.

Para poder visualizar de forma óptima los glóbulos rojos en retina, es necesario que al observador le llegue luz casi-monocromática, a ser posible con una longitud de onda cercana a los 420 nm [2]. Para ello, se hace pasar la luz del LED a través de un filtro interferencial cuyo pico de transmitancia se encuentra en dicha longitud de onda.

Con el fin de facilitar la visión al observador durante el experimento o sesión clínica, se introduce como último elemento una lente ocular convergente, cuyo foco objeto coincidirá con la posición del filtro interferencial. De esta forma, los rayos de luz a la salida del ocular (los que llegan al observador) formarán un haz colimado, y el observador apreciará, al mirar a través de dicho ocular, un campo perfectamente homogéneo de color azul violáceo. Es sobre este campo de luz donde el observador podrá apreciar las células sanguíneas de su retina en movimiento.

Tras testear el dispositivo con algunos sujetos, hemos comprobado que en todos los casos la visualización de las células sanguíneas era inmediata, cómoda y eficaz.

Las dimensiones y disposición de los elementos que componen el aparato permiten construir un sistema reducido que lo hacen portátil, compacto y susceptible de ser construido a nivel industrial. Las ventajas de nuestra propuesta frente a otros dispositivos similares radican en su reducida emisión térmica, casi nulo consumo de energía, poco peso y tamaño.

Además, los elementos que componen nuestra invención son de coste reducido, y la sustitución o reparación de dichos elementos es sencilla y barata. La disposición de los componentes en el tuba permite un diseño final robusto y resistente, que no presenta riesgo alguno para el observador de descarga eléctrica o quemadura por altas temperaturas.

Modo de realización

Los mejores resultados se consiguen ajustando el sistema con los siguientes parámetros:

- Voltaje de entrada: 12 V DC.
- Resistencia de protección del LED: 1 k Ω .

ES 2 331 172 B2

- Longitud de onda de pico del LED: 420 nm.
- Luminosidad del LED: 1000 mcd para una corriente de 12 mA.
- 5 • Tipo de LED: encapsulado tipo Radial, 30° de apertura del haz.
- Longitud de onda del filtro interferencial: 420 nm.
- Distancia del LED al filtro interferencial: 3 cm.
- 10 • Distancia del filtro interferencial al ocular (distancia focal del ocular): 4 cm.
- Distancia del ocular al ojo del observador: 3 cm.
- 15 • Diámetro exterior del tubo hueco: 3 cm.
- Diámetro interior del tubo hueco: 2.7 cm

20 Con estos elementos y sus parámetros se configura el aparato mostrado en la Figura 1, que comprende:

- a) Un tubo cilíndrico hueco para alojar todo el dispositivo.
- 25 b) Una fuente de luz tipo LED (*Light Emitting Diode*) preferiblemente con fuerte emisión en la parte azul del espectro visible.
- c) Un transformador AC/DC que sirva de fuente de alimentación de corriente continua para el LED.
- 30 d) Una resistencia eléctrica situada entre el LED y el transformador y en serie con ambos, para proteger el LED de posibles sobretensiones.
- e) Un filtro interferencial con transmitancia máxima situada en la parte azul del espectro visible, preferiblemente 420 nm de longitud de onda.
- 35 f) Una lente ocular de tipo convergente con una potencia óptima de +25D.

40

45

50

55

60

65

ES 2 331 172 B2

REIVINDICACIONES

1. Aparato para la autovisualización de las células sanguíneas en retina, que comprende los siguientes elementos:

- a) Un elemento hueco que permita alojar el resto de componentes.
- b) Una fuente de luz tipo LED (*Light Emitting Diode*).
- c) Un elemento que permita proteger el LED de posibles sobretensiones.
- d) Un filtro interferencial azul colocado en la zona de emisión de luz del LED del punto b).
- e) Una lente ocular de tipo convergente.
- f) Una fuente de alimentación eléctrica.

2. Aparato para la autovisualización de las células sanguíneas en retina, según la reivindicación 1, **caracterizado** porque la longitud de onda de máxima emisión del LED y de máxima transmitancia del filtro interferencial sea 420 nm.

3. Aparato para la autovisualización de las células sanguíneas en retina, según la reivindicación 1, **caracterizado** porque el elemento de protección eléctrica del LED sea una resistencia de 1 k Ω .

4. Aparato para la autovisualización de las células sanguíneas en retina, según la reivindicación 1, **caracterizado** porque el elemento de protección eléctrica del LED sea un circuito electrónico diseñado al efecto.

5. Aparato para la autovisualización de las células sanguíneas en retina, según la reivindicación 1, **caracterizado** porque la lente ocular convergente tenga una potencia de +25D.

6. Aparato para la autovisualización de las células sanguíneas en retina, según la reivindicación 1, **caracterizado** porque la fuente de alimentación de corriente continua sea un transformador AC/DC de tensión de salida 12 V.

7. Aparato para la autovisualización de las células sanguíneas en retina, según la reivindicación 1, **caracterizado** porque la fuente de alimentación de corriente continua sea un conjunto de baterías o pilas cuya tensión de salida sean 12 V.

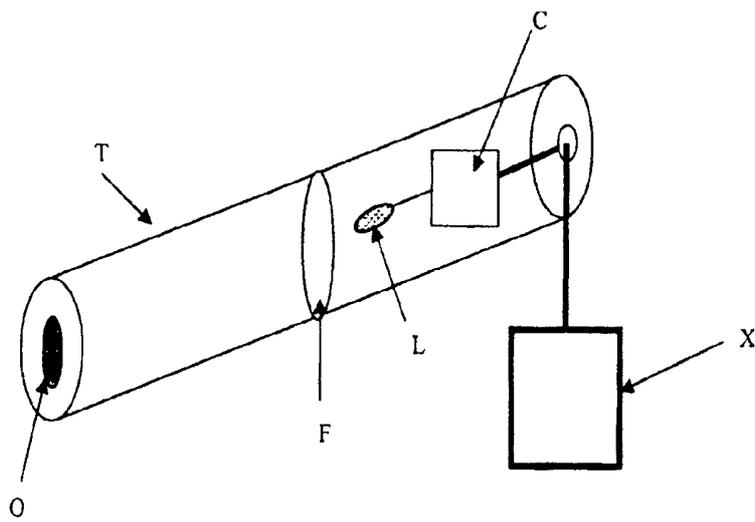


Figura 1



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

① ES 2 331 172

② Nº de solicitud: 200901473

② Fecha de presentación de la solicitud: 15.06.2009

③ Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

⑤ Int. Cl.: **A61B 3/00** (2006.01)

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	⑥ Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
A	LACOMBE F et al. "Direct measurements of blood cells density and velocity in retinal micro vessels", Proceedings of the SPIE, 09.02.2006, vol. nº 6138, nº 1, páginas 6138M 1 - 11.	1-6
A	WO 2008137693 A2 (THE GENERAL HOSPITAL CORP. D/B/A MASSACHUSETTS GENERAL HOSPITAL) 13.11.2008, todo el documento.	1-6
A	GB 2454370 A (KYUSHU INST OF TECHNOLOGY et al.) 06.05.2009, todo el documento.	1-6
A	WO 2008024222 A2 (LKC TECHNOLOGIES INC.) 28.02.2008, todo el documento.	1-6
A	US 2004064057 A1 (SIEGEL) 01.04.2004, todo el documento.	1-6
A	DE 4422071 A1 (CANON KK) 05.01.1995, resumen; reivindicaciones.	1-6
A	Base de datos EPODOC/EPO, JP 2008229157 A (UNIV. CHIBA et al.), resumen.	1-6
A	Base de datos EPODOC/EPO, JP 2004147829 A (CANON KK), resumen.	1-6

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia

Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la misma categoría

A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita

P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación de la solicitud

E: documento anterior, pero publicado después de la fecha de presentación de la solicitud

El presente informe ha sido realizado

para todas las reivindicaciones

para las reivindicaciones nº:

Fecha de realización del informe

09.12.2009

Examinador

A. Cardenas Villar

Página

1/4

Documentación mínima buscada (sistema de clasificación seguido de los símbolos de clasificación)

A61B

Bases de datos electrónicas consultadas durante la búsqueda (nombre de la base de datos y, si es posible, términos de búsqueda utilizados)

INVENES, EPODOC,WPI,INSPEC,NPL,BIOSIS,MEDLINE

Fecha de Realización de la Opinión Escrita: 09.12.2009

Declaración

Novedad (Art. 6.1 LP 11/1986)	Reivindicaciones 1 - 6	SÍ
	Reivindicaciones	NO
Actividad inventiva (Art. 8.1 LP 11/1986)	Reivindicaciones 1 - 6	SÍ
	Reivindicaciones	NO

Se considera que la solicitud cumple con el requisito de **aplicación industrial**. Este requisito fue evaluado durante la fase de examen formal y técnico de la solicitud (Artículo 31.2 Ley 11/1986).

Base de la Opinión:

La presente opinión se ha realizado sobre la base de la solicitud de patente tal y como ha sido publicada.

1. Documentos considerados:

A continuación se relacionan los documentos pertenecientes al estado de la técnica tomados en consideración para la realización de esta opinión.

Documento	Número Publicación o Identificación	Fecha Publicación
D01	WO 2008137693 A2	13-11-2008
D02	GB 2454370 A	06-05-2009
D03	WO 2008024222 A2	28-02-2008
D04	US 2004064057 A1	01-04-2004
D05	DE 4422071 A1	05-01-1995
D06	Lacombe F et al. "Direct measurements of blood cells density and velocity in retinal micro vessels", Proceedings of the SPIE, vol. nº 6138, nº 1, páginas 6138M 1 - 11	09-02-2006
D07	JP 2008229157 A	02-10-2008
D08	JP 2004147829 A	27-05-2004

2. Declaración motivada según los artículos 29.6 y 29.7 del Reglamento de ejecución de la Ley 11/1986, de 20 de marzo, de patentes sobre la novedad y la actividad inventiva; citas y explicaciones en apoyo de esta declaración

El aparato objeto de la invención de la solicitud en estudio está concebido para dotar al paciente de un instrumento portátil que disponga de medios que le permitan observar las células sanguíneas de su propia retina y poder así autodetectar patologías a partir de dicha observación.

La reivindicación independiente nº 1 describe los componentes del aparato y, en parte, su disposición. El resto de las reivindicaciones son dependientes de esta primera reivindicación y se refieren a las características particulares de cada uno de los diferentes componentes. Existen numerosos documentos en el estado de la técnica que describen sistemas y procedimientos que permiten el estudio de la vascularización en la retina y su aplicación en la detección de posibles patologías. Los documentos D01 - D08 son ejemplos representativos de diferentes soluciones al problema técnico planteado de la observación de los vasos sanguíneos de la retina, pero ninguno de ellos recoge el objeto de la invención en estudio ni la disposición de los componentes que forman parte del dispositivo portátil reivindicado y, por tanto, no afectarían ni a la novedad ni a la actividad inventiva de la solicitud en estudio.