

Método y programa de ordenador para analizar la difusión ocular

Sector de la técnica

La presente invención concierne en general a métodos para evaluación de la calidad ocular. En particular, la presente invención concierne a un método, y a un programa de ordenador, para analizar la difusión ocular utilizando imágenes de la retina (o imágenes retinianas) de un ojo de un paciente capturadas mediante un sistema oftalmoscópico de doble-paso.

Por frecuencias espaciales bajas se entenderá aquí un rango de frecuencias inferiores a 10-12 ciclos/grado.

Estado de la técnica anterior

10 Conocer la calidad óptica ocular es un tema de gran importancia en el campo de la óptica visual debido a su relación directa con la visión de las personas, que definitivamente tiene un impacto en el nivel de vida. En su conjunto, el proceso visual incluye aspectos relacionados tanto a nivel óptico como a nivel neuronal, mientras que la calidad óptica ocular sólo está influenciada por la primera etapa, que es la formación de la imagen retiniana después que la luz haya atravesado todo el medio ocular.

Por otro lado, los sistemas oftalmoscópicos de doble-paso proporcionan una buena evaluación objetiva de la calidad óptica ocular porque tienen en cuenta la degradación real de la imagen retiniana. Estos tipos de sistemas se basan en la grabación de imágenes de un objeto después de la reflexión sobre la retina y el doble-paso a través de los medios oculares. En la Fig. 1 se muestra un esquema básico de un sistema de doble-paso. Un haz láser colimado de una cierta longitud de onda pasa a través de la pupila de entrada EP y de un sistema Badal, que consta de dos lentes L3, L4 y dos espejos M2, M3 y permite compensar la ametropía esférica del ojo del paciente. Luego, la óptica del ojo focaliza el haz en la retina, donde se refleja, pasa otra vez a través de los medios oculares, del sistema Badal y de la salida de la pupila ExP. Por último, el objetivo L5 focaliza el haz en una cámara CCD1. Para minimizar los movimientos oculares del paciente y su alineación con el sistema de control el sistema oftalmoscópico de doble-paso incluye también un estímulo de fijación FT y una segunda cámara CCD2 que permite visualizar la pupila del paciente.

Por la patente US-B2-8398237 se conoce un dispositivo y un método para medir ópticamente la transmisión y difusión ocular del segmento frontal del ojo. En esta patente US, al igual que en la presente invención, se utiliza el módulo de la transformada de Fourier, o función de Transferencia de la Modulación (MTF), para calcular la citada difusión ocular,

no obstante, a diferencia de la presente invención, en esta patente US la citada función MTF utiliza todas las frecuencias correspondientes con un anillo de un determinado radio y no solo aquellas frecuencias correspondientes con las primeras componentes frecuenciales.

5 Por la patente US-B2-7270415 se conoce un aparato para observar la retina y un método que permite corregir las aberraciones del ojo mediante un dispositivo de compensación óptico. En esta patente US, también se utiliza la función MTF para realizar dicha corrección de las aberraciones, no obstante, a diferencia del método propuesto en la presente invención, tampoco se utilizan únicamente las frecuencias correspondientes con las primeras componentes frecuenciales de la MTF.

10 Por la patente US-B2-8211172 se conoce un método para diseñar lentes intraoculares y corregir variaciones de diferentes parámetros. El citado método puede en este caso modelar el rendimiento visual de una lente intraocular utilizando las frecuencias correspondientes con las primeras componentes frecuenciales de la MTF, sin embargo, este método no evalúa el índice de difusión ocular, sino que calcula diferentes parámetros tales como: la longitud axial
15 ocular, la esfericidad de la córnea, el radio o la longitud de la cámara ocular anterior, para diseñar diferentes lentes intraoculares. Asimismo, el sistema para obtener la(s) imagen(es) de la retina utilizado en esta patente US, a diferencia de la presente invención, no es un sistema oftalmoscópico de doble-paso.

Por otro lado, otros métodos también son conocidos para evaluar la difusión intraocular a
20 partir de una imagen de la retina, por ejemplo por la patente ES2315171B1 de los propios inventores de esta solicitud de patente. No obstante, en ninguno de estos métodos se ha previsto utilizar solamente las primeras componentes frecuenciales para evaluar la citada difusión.

Existe, por tanto, la necesidad de ofrecer un método capaz de evaluar la difusión ocular a
25 partir de imágenes de la retina, o de una zona de ésta, capturadas por un sistema oftalmoscópico de doble-paso, a partir del análisis de la imagen en el espacio frecuencial y teniendo en cuenta las primeras componentes frecuenciales.

Explicación de la invención

Para ese fin, ejemplos de realización de la presente invención proporcionan de acuerdo a un
30 primer aspecto un método para analizar la difusión ocular, en donde a partir de una o más imágenes capturadas por un sistema oftalmoscópico de doble-paso mediante la proyección de un haz de luz puntual en la retina de un ojo de un paciente y la posterior captura de la luz

reflejada en la misma, se realiza un análisis, por un dispositivo de computación que incluye uno o más procesadores, de dicha una o más imágenes capturadas analizando el contenido relativo a la difusión ocular de la misma/s.

De manera características, en el método propuesto el citado contenido relativo de la difusión ocular se determina mediante la implementación de un algoritmo de computación que ejecuta una función en el dominio frecuencial con la que se calculan unos parámetros de cuantificación de la difusión ocular a partir de uno o más valores frecuenciales correspondientes a unas frecuencias espaciales comprendidas en un rango igual o por debajo de aproximadamente 12 ciclos/grado.

10 En un ejemplo de realización preferido, un valor óptimo de frecuencia espacial baja utilizado por el citado algoritmo es aproximadamente 9.09 ciclos/grado.

De manera preferida, la citada función en el dominio frecuencial es la transformada de Fourier o la función de Transferencia de la Modulación (MTF) de la imagen o imágenes capturadas.

15 En un ejemplo de realización, el método comprende calcular los parámetros de cuantificación de la difusión ocular realizando una comparación de un valor inicial de la pendiente del módulo de la transformada de Fourier tomando en consideración diferentes áreas, centrales y preferiblemente de perímetro cuadrado, con un determinado contenido de píxeles por lado, de la imagen o imágenes capturadas. Por ejemplo, según este ejemplo de
20 realización, dicho cálculo se puede realizar de acuerdo a la siguiente expresión:

$$FSI_X = K \times \left(10^{\frac{FT^{X1} - FT^{X2}}{FT^{X1}}} - 1 \right)$$

donde K es una constante y FT^X corresponde a un valor de la frecuencia espacial más baja, distinta de cero, obtenida del cálculo del módulo de la transformada de Fourier para una área central cuadrada de x píxeles por lado.

En otro ejemplo de realización, los parámetros de cuantificación de la difusión ocular se
25 calculan realizando una comparación de los valores de la MTF en dicho rango de frecuencias espaciales bajas tomando en consideración una misma área, central y también preferiblemente de perímetro cuadrado, de un determinado contenido de píxeles por lado, de la imagen o imágenes capturadas realizando una comparación de valores de dicha MTF para diferentes frecuencias. Por ejemplo, según este ejemplo de realización, dicho cálculo
30 se puede realizar de acuerdo a la siguiente expresión:

$$SCT = K1 - K2 \times \frac{FT_{Y1}^X - FT_{Y2}^X}{FT_{Y3}^X - FT_{Y4}^X}$$

donde: $K1$ y $K2$ son dos constantes; FT_Y^X corresponde a un valor del módulo de la transformada de Fourier de dicha área, central y cuadrada, de x píxeles por lado, de la imagen o imágenes capturadas a un frecuencia espacial Y ; $Y1$ e $Y3$ corresponden al valor de las frecuencias más bajas que pueden obtenerse con el cálculo de la función MTF, con dicha área, central y cuadrada, de x píxeles por lado; $Y2$ e $Y4$ corresponden a un valor de frecuencia de referencia utilizada para calcular la pendiente de la curva de dicha MTF.

En otro ejemplo de realización, el citado cálculo de los parámetros de cuantificación de la difusión ocular comprende realizar un ajuste de la función MTF de tipo exponencial decreciente en dicho rango de frecuencias espaciales bajas. Por ejemplo, la citada función de tipo exponencial decreciente se puede realizar de acuerdo a la siguiente expresión:

$$FIT = a(e^{-bx} + c)$$

donde: a , b , y c corresponden a unos parámetros de ajuste, estando dicho parámetro a relacionado con la calidad óptica del ojo, b relacionado con la difusión ocular, y c con una medida de la calidad del ajuste.

En aún otro ejemplo de realización, el cálculo de los parámetros de cuantificación de la difusión ocular comprende comparar los valores de la MTF en dicho rango de frecuencias espaciales bajas con una curva obtenida del ajuste de la MTF para frecuencias espaciales de un valor superior a dicho rango de frecuencias espaciales. Por ejemplo, dicho cálculo se puede realizar de acuerdo a la siguiente expresión:

$$AFSI = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \frac{MTF_r[n]}{MTF_c[n]}$$

donde: $MTF_r[n]$ corresponde a la función MTF obtenida después de la ejecución de la transformada de Fourier y $MTF_c[n]$ corresponde a la función MTF obtenida después de haber realizado una corrección de pico, también denominada normalización, en dicha función. La invención propuesta no limita ningún tipo de corrección de pico, o normalización, particular pudiéndose utilizar cualquier proceso conocido en el estado de la técnica.

Otras realizaciones de la invención que se describen en el presente documento incluyen también programas de ordenador para realizar las etapas y operaciones de realización del método propuesto en el primer aspecto. Más particularmente, un programa de ordenador es una realización que tiene un medio legible por ordenador que incluye instrucciones de código codificadas en el mismo que cuando se ejecutan en al menos un procesador en un

sistema informático producen al procesador realizar las operaciones indicadas en el presente documento como realizaciones de la invención.

Breve descripción de los dibujos

5 Las anteriores y otras ventajas y características se comprenderán más plenamente a partir de la siguiente descripción detallada de unos ejemplos de realización con referencia a los dibujos adjuntos, que deben tomarse a título ilustrativo y no limitativo, en los que:

La Fig. 1 muestra un ejemplo de un sistema oftalmoscópico de doble-paso utilizado por la presente invención para capturar una o más imágenes de la retina.

10 La Fig. 2 es un diagrama de flujo que esquemáticamente describe los diferentes pasos realizados por el método propuesto para analizar la difusión ocular.

Descripción detallada de la Invención y de unos ejemplos de realización

Según la presente invención, en un ejemplo de realización, una vez la imagen o imágenes de un plano de la retina de un ojo de un paciente (no ilustrado) han sido capturadas mediante un sistema oftalmoscópico de doble-paso, como el ilustrado en La Fig. 1, 15 proyectando un haz de luz puntual en dicha retina y capturando la posterior luz reflejada en la misma, se realiza un análisis, por un dispositivo de computación (tampoco ilustrado) tal como un PC, un ordenador portátil, o cualquier dispositivo de computación que incluya uno o más procesadores y al menos una memoria, de dicha una o más imágenes capturadas analizando el contenido relativo a la difusión ocular de la misma/s mediante la 20 implementación de un algoritmo de computación que ejecuta una función en el dominio frecuencial (por ejemplo la transformada de Fourier o la función MTF) con la que se calculan unos parámetros de cuantificación de la difusión ocular a partir de uno o más valores frecuenciales correspondientes a unas frecuencias espaciales comprendidas en el rango de las frecuencias espaciales bajas. La Fig. 2 ilustra este proceso descrito.

25 Preferiblemente, según la presente invención, la frecuencia espacial baja puede ser, por ejemplo, una frecuencia espacial de alrededor 10 ciclos/grado (igual o por debajo). Aunque preferiblemente el método propuesto opera en las frecuencias espaciales bajas comprendidas en dicho rango igual o por debajo de 10 ciclos/grado, otros valores de frecuencias, por ejemplo alrededor de 11 ciclos/grado o incluso de 12 ciclos/grado podrían 30 también utilizarse sin salirse del alcance de protección de la presente invención.

Un valor óptimo de frecuencia espacial baja utilizado por el citado algoritmo es aproximadamente 9.09 ciclos/grado.

En un primer ejemplo de realización, para el cálculo de un índice de difusión de frecuencia (FSI), el citado algoritmo compara un valor inicial de la pendiente del módulo de la transformada de Fourier tomando en consideración diferentes áreas, centrales y preferiblemente de perímetro cuadrado, con un determinado contenido de píxeles por lado, de la imagen o imágenes capturadas. La función matemática para tal fin puede definirse según la siguiente ecuación:

$$FSI_X = K \times \left(10^{\frac{FT^{X1} - FT^{X2}}{FT^{X1}}} - 1 \right) \quad (1)$$

10 donde:

K es una constante; y

FT^X corresponde a un valor de la frecuencia espacial más baja, distinta de cero, obtenida del cálculo del módulo de la transformada de Fourier para una área central cuadrada de x píxeles por lado.

15 En un segundo ejemplo de realización, para el cálculo de un parámetro SCT (de la palabra 'scattering' en inglés), el algoritmo compara los valores de la MTF en dicho rango de frecuencias espaciales bajas tomando en consideración una misma área, central y preferiblemente también de perímetro cuadrado, de un determinado contenido de píxeles por lado, de la imagen o imágenes capturadas realizando una comparación de valores de
20 dicha MTF para diferentes frecuencias. Por lo tanto, en este segundo ejemplo de realización, el algoritmo en vez de comparar el módulo de la transformada de Fourier de diferentes áreas de interés calcula el valor de la función MTF para una misma área. La función matemática para tal fin puede definirse según la siguiente ecuación:

$$SCT = K1 - K2 \times \frac{FT_{Y1}^X - FT_{Y2}^X}{FT_{Y3}^X - FT_{Y4}^X} \quad (2)$$

donde:

25 $K1$ y $K2$ son dos constantes;

FT_Y^X corresponde a un valor del módulo de la transformada de Fourier de dicha área, central y cuadrada, de x píxeles por lado, de la imagen o imágenes capturadas a un frecuencia espacial Y ;

$Y1$ e $Y3$ corresponden al valor de las frecuencias más bajas que pueden obtenerse con el
30 cálculo de la función MTF, con dicha área, central y cuadrada, de x píxeles por lado, y

Y_2 e Y_4 corresponden a un valor de frecuencia de referencia utilizada para calcular la pendiente de la curva de dicha MTF.

En un tercer ejemplo de realización, el algoritmo para cuantificar la difusión ocular en el citado rango de frecuencias espaciales bajas se basa en analizar la forma de la curva de la función MTF, es decir, el algoritmo realiza un ajuste de los valores iniciales de la función MTF en una función exponencial decreciente. En este caso, para obtener una expresión matemática relativamente simple, el algoritmo realiza algunas transformaciones en la función MTF. En primer lugar, se transponen los ejes X e Y. Así, después de normalizar la función MTF, los valores del eje X oscilan de 0 a 1, representándose en el eje Y frecuencias espaciales. Por último, la expresión matemática dada por la ecuación (3) se incorpora a la función transformada.

$$FIT = a(e^{-bx} + c) \quad (3)$$

donde:

a, b, y c corresponden a unos parámetros de ajuste, estando dicho parámetro a relacionado con la calidad óptica del ojo, b relacionado con la difusión ocular, y c con una medida de la calidad del ajuste.

En un cuarto ejemplo de realización, o cálculo de un índice de difusión libre de aberraciones (AFSI), que se define como el valor medio de la relación entre la MTF antes y después de realizarse una corrección de pico, o normalización. Para ello, el algoritmo compara los valores de la MTF en dicho rango de frecuencias espaciales bajas con una curva obtenida del ajuste de la MTF para frecuencias espaciales de un valor superior a dicho rango de frecuencias espaciales. La función matemática para tal fin puede definirse según la siguiente ecuación:

$$AFSI = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \frac{MTF_r[n]}{MTF_c[n]} \quad (4)$$

donde:

N representa un conjunto de valores consecutivos sobre que n varía, en un caso de frecuencias discretas;

$MTF_r[n]$ corresponde a la función MTF obtenida después de la ejecución de la transformada de Fourier; y

$MTF_c[n]$ corresponde a la función MTF obtenida después de haber realizado una corrección de pico en dicha función.

Preferiblemente, según la presente invención, para capturar la imagen o imágenes de dicho plano de la retina se utilizan diámetros de entrada y salida de las pupilas de 2 mm y 4 mm respectivamente. Asimismo, las cámaras CCD utilizadas incluyen un sistema de refrigeración para minimizar el ruido y mejorar la sensibilidad. Su rango dinámico es de 14 bits, la longitud focal de su objetivo 50 mm y el tamaño de pixel 8 μm . Además se toma un tiempo de exposición entre captura y captura de imágenes de 200 ms.

Debe notarse que los diferentes parámetros (diferentes sub-índices y/o súper-índices) utilizados en las diferentes fórmulas de los diferentes ejemplos de realización dependen del área considerada de la imagen o imágenes capturadas. Como es conocido en la técnica, al realizar la transformada de Fourier de una imagen en general, y de una imagen de doble-paso en particular, para obtener la MTF (módulo de la transformada de Fourier), el espaciado entre frecuencias (resolución) es un parámetro que depende del tamaño de la imagen de doble-paso.

Las capturas de la imagen o imágenes son tomadas preferiblemente después de un parpadeo del ojo para evitar el efecto de la película lagrimal en las imágenes de doble-paso. Una vez que las imágenes son capturadas, con el ojo desnudo, se colocan diferentes filtros difusores delante de los ojos del paciente para simular diferentes niveles de difusión ocular. Consecutivamente se toman diferentes medidas de cada ojo con cada filtro.

Igualmente, en un ejemplo de realización, se pueden inducir desenfoques de +2.50 D a -2.50 D (en pasos de 0.50 D) mediante la utilización de dicho sistema Badal para estudiar la influencia de aberraciones.

Un experto en la materia podría introducir cambios y modificaciones en los ejemplos de realización descritos sin salirse del alcance de la invención según está definido en las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un método para analizar la difusión ocular, en donde a partir de una o más imágenes capturadas por un sistema oftalmoscópico de doble-paso mediante la proyección de un haz de luz puntual en la retina de un ojo de un paciente y la posterior captura de la luz reflejada en la retina, se realiza un análisis, por un dispositivo de computación, de dicha una o más imágenes capturadas analizando el contenido relativo a la difusión ocular de la misma/s, estando el método **caracterizado porque** dicho contenido relativo de la difusión ocular se determina mediante la implementación de un algoritmo de computación que ejecuta una función en el dominio frecuencial con la que se calculan unos parámetros de cuantificación de la difusión ocular a partir de uno o más valores frecuenciales correspondientes a unas frecuencias espaciales comprendidas en un rango igual o por debajo de aproximadamente 12 ciclos/grado.
2. El Método según la reivindicación 1, caracterizado porque dicha función en el dominio frecuencial es la transformada de Fourier de la imagen o la función de Transferencia de la Modulación, MTF, de la imagen.
3. El método según la reivindicación 2, caracterizado porque comprende calcular los parámetros de cuantificación de la difusión ocular realizando una comparación de un valor inicial de la pendiente del módulo de la transformada de Fourier tomando en consideración diferentes áreas, centrales, con un determinado contenido de píxeles por lado, de la imagen o imágenes capturadas.
4. El método según la reivindicación 3, en donde dichas áreas centrales son de perímetro cuadrado.
5. El método según la reivindicación 4, caracterizado porque comprende calcular los parámetros de cuantificación de la difusión ocular de acuerdo a la siguiente expresión:

$$FSI_X = K \times \left(10^{\frac{FT^{X1} - FT^{X2}}{FT^{X1}}} - 1 \right)$$

donde:

K es una constante; y

FT^X corresponde a un valor de la frecuencia espacial más baja, distinta de cero, obtenida del cálculo del módulo de la transformada de Fourier para una área central cuadrada de x píxeles por lado.

6. El método según la reivindicación 2, caracterizado porque dicho análisis comprende comparar los valores de la MTF en dicho rango de frecuencias espaciales tomando en consideración una misma área, central, de un determinado contenido de píxeles por lado, de la imagen o imágenes capturadas realizando una comparación de valores de dicha MTF para diferentes frecuencias.

7. El método según la reivindicación 6, en donde dicha área central es de perímetro cuadrado.

8. El método según la reivindicación 7, caracterizado porque comprende calcular los parámetros de cuantificación de la difusión ocular de acuerdo a la siguiente expresión:

$$SCT = K1 - K2 \times \frac{FT_{Y1}^X - FT_{Y2}^X}{FT_{Y3}^X - FT_{Y4}^X}$$

10 donde:

$K1$ y $K2$ son dos constantes;

FT_Y^X corresponde a un valor del módulo de la transformada de Fourier de dicha área, central y cuadrada, de x píxeles por lado, de la imagen o imágenes capturadas a un frecuencia espacial Y ;

15 $Y1$ e $Y3$ corresponden al valor de las frecuencias más bajas que pueden obtenerse con el cálculo de la función MTF, con dicha área, central y cuadrada, de x píxeles por lado; y $Y2$ e $Y4$ corresponden a un valor de frecuencia de referencia utilizada para calcular la pendiente de la curva de dicha MTF.

9. El método de la reivindicación 2, caracterizado porque comprende calcular los parámetros de cuantificación de la difusión ocular mediante la realización de un ajuste de la función MTF de tipo exponencial decreciente en dicho rango de frecuencias espaciales.

10. El método según la reivindicación 9, caracterizado porque la función de tipo exponencial decreciente se realiza de acuerdo a la siguiente expresión:

$$FIT = a(e^{-bx} + c)$$

donde:

25 a , b , y c corresponden a unos parámetros de ajuste, estando dicho parámetro a relacionado con la calidad óptica del ojo, b relacionado con la difusión ocular, y c con una medida de la calidad del ajuste.

11. El método según la reivindicación 2, caracterizado porque comprende calcular los parámetros de cuantificación de la difusión ocular mediante la realización de una

comparación de los valores de la MTF en dicho rango de frecuencias espaciales con una curva obtenida del ajuste de la MTF para frecuencias espaciales de un valor superior a dicho rango de frecuencias espaciales.

- 5 12. El método según la reivindicación 11, caracterizado porque dicho cálculo se realiza de acuerdo a la siguiente expresión:

$$AFSI = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \frac{MTF_r[n]}{MTF_c[n]}$$

donde:

$MTF_r[n]$ corresponde a la función MTF obtenida después de la ejecución de la transformada de Fourier y $MTF_c[n]$ corresponde a la función MTF obtenida después de haber realizado una corrección de pico en dicha función.

10

13. Método según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque un valor de frecuencia espacial baja utilizado por el algoritmo es 9.09 ciclos/grado.

- 15 14. Programa de ordenador que incluye instrucciones de código que cuando se ejecutan por uno o más procesadores de un sistema informático implementan un método según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12.

RESUMEN

Método y programa de ordenador para analizar la difusión ocular

- 5 El método, a partir de una o más imágenes capturadas por un sistema oftalmoscópico de doble-paso mediante la proyección de un haz de luz puntual en la retina y la posterior captura de la luz reflejada en la retina, realiza un análisis, por un dispositivo de computación, de dicha una o más imágenes capturadas analizando el contenido relativo a la difusión ocular de la misma/s. El contenido relativo de la difusión ocular se determina mediante la
- 10 implementación de un algoritmo de computación que ejecuta una función en el dominio frecuencial con la que se calculan unos parámetros de cuantificación de la difusión ocular a partir de uno o más valores frecuenciales correspondientes a unas frecuencias espaciales comprendidas en un rango igual o por debajo de aproximadamente 12 ciclos/grado.

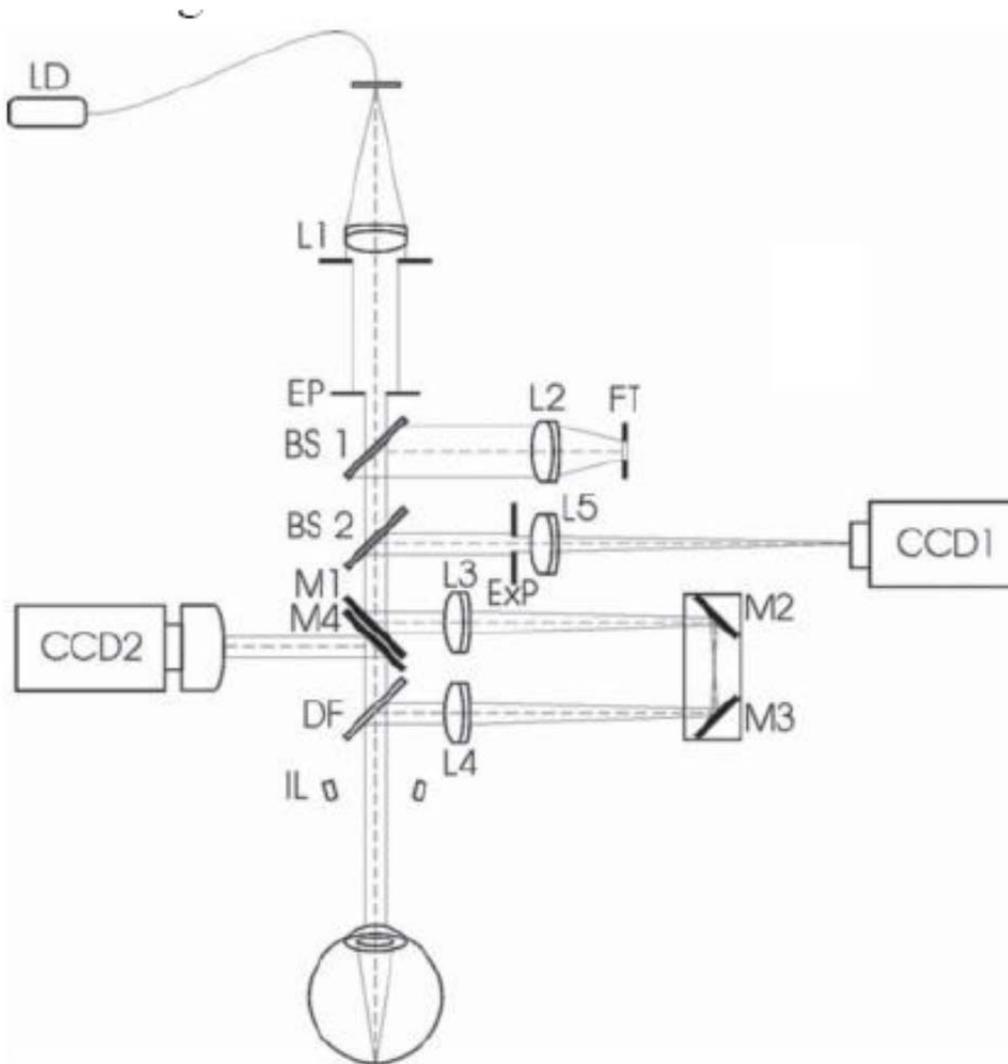


FIG. 1

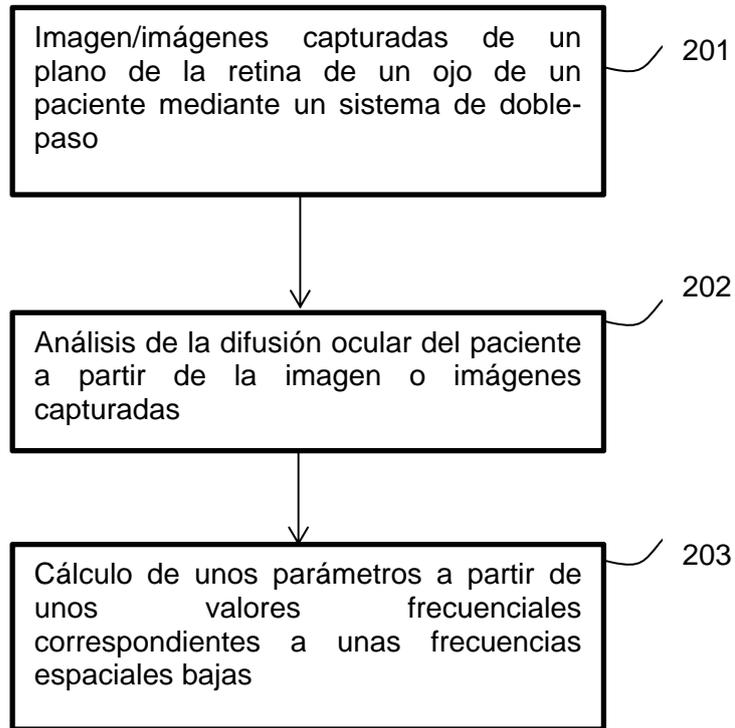


FIG. 2