(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 373 056**

(51) Int. Cl.:
A61B 3/10 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(96) Número de solicitud europea: **06800383 .9**
(96) Fecha de presentación: **26.07.2006**
(97) Número de publicación de la solicitud: **1909636**
(97) Fecha de publicación de la solicitud: **16.04.2008**

(54) Título: **SISTEMA DE POSICIONAMIENTO DE DISPOSITIVO OFTÁLMICO Y MÉTODOS ASOCIADOS.**

(30) Prioridad:
29.07.2005 US 703618 P

(45) Fecha de publicación de la mención BOPI:
31.01.2012

(45) Fecha de la publicación del folleto de la patente:
31.01.2012

(73) Titular/es:
ALCON REFRACTIVEHORIZONS, INC.
6201 SOUTH FREEWAY
FORT WORTH, TEXAS 76134, US

(72) Inventor/es:
CAMPIN, John A. y
BOWES, John J.

(74) Agente: **Curell Aguilá, Mireya**

ES 2 373 056 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

Sistema de posicionamiento de dispositivo oftálmico y métodos asociados.

Campo técnico de la invención

La presente invención se refiere a sistemas y métodos para realizar mediciones de frente de onda corneal y cirugía corneal asistida por láser y, más particularmente, a sistemas y métodos de este tipo para optimizar un foco del ojo que se somete a una cirugía de este tipo.

Antecedentes de la invención

Se conoce en la técnica la realización de la ablación corneal por medio de cirugía de láser refractivo guiado por frente de onda. Típicamente, un sensor de frente de onda mide un mapa de aberración y su posición con relación a marcas anatómicas que pueden ser características intrínsecas o externamente aplicadas. Los datos de aberración, algunas veces junto con la información de registro geométrico, pueden transferirse directamente a un láser excímero de tratamiento que se utiliza típicamente para realizar la ablación.

En dispositivos oftálmicos, es de gran importancia el posicionamiento de un dispositivo de medición o ablación a distancia conocida de un ojo y correctamente alineado con éste, de tal forma que el dispositivo pueda ser terapéuticamente efectivo. En algunos sistemas, el ojo debe centrarse y enfocarse claramente para la interacción de la imagen con un operador. Puede ser importante también que un haz láser llegue a enfocarse en un plano predeterminado con respecto al ojo, por ejemplo, en un sistema de láser excímero, o tener el ojo posicionado para una medición posterior efectiva del ojo, por ejemplo una medición de frente de onda.

Entre las técnicas conocidas para ayudar al posicionamiento de un dispositivo oftálmico, están la rotura de una pluralidad de haces luminosos, tales como haces luminosos infrarrojos, por el vértice corneal y la proyección sobre la córnea de una pluralidad de haces luminosos, que pueden analizarse a continuación automáticamente o por un operador para evaluar la precisión del posicionamiento del ojo. Si no se considera que el ojo está en una posición terapéuticamente eficaz, entonces el dispositivo y/o la cabeza/el ojo pueden moverse para reposicionar el ojo óptimamente o hasta dentro de tolerancias aceptables definidas.

Los enfoques actuales conocidos para resolver el problema de posicionamiento están sometidos típicamente a errores y requieren la intervención de un operador y/o hardware adicional. Por tanto, sería ventajoso proporcionar un sistema y un método para mejorar la precisión la precisión y automatización en el alineamiento del ojo, sin necesidad de una entrada del operador humano o de un hardware adicional.

El documento GB-2.359.375A (Marshall) describe un sistema óptico de oftalmoscopio en el que el ordenador central tiene un teclado de controlador para capturar imágenes digitales de la cámara de formación de imagen y un servobucle de control de motor para mover el motor en cantidades precisas y detectar la posición del motor desde un sensor de realimentación de posición. Cada vez que se captura una imagen, ésta es analizada para detectar primero la presencia de los bordes de las imágenes de los puntos y, a continuación, se mide la tasa de cambio de intensidad, es decir, el contraste de borde, a través de todos los bordes así detectados. El motor es accionado por el ordenador central para maximizar el contraste de borde de los puntos. Por ejemplo, los servos de motor podrían ser accionados a través de focos en etapas discretas, y las mediciones de la variación en el contraste de borde podrían ser interpoladas para calcular la mejor posición de foco entre las etapas. Simultáneamente, el foco de la óptica de formación de imagen se mueve a través de un motor y una electrónica de servocontrol, moviendo un chip de cámara CCD. Las posiciones de una retícula y un chip CCD se hacen coincidir con el mismo conjugado en la pupila de salida/entrada, de modo que cuando la imagen de la retícula se enfoca sobre la retina, lo sea también la imagen reflejada sobre el chip CCD. Las posiciones de la retícula y la óptica de formación de imagen se calibran durante el montaje, de modo que el software del ordenador central pueda calcular la geometría de foco de la luz proyectada en la pupila de salida/entrada que dé la mejor nitidez de los bordes detectados.

El documento US-2005/105044 (Warden) es también representativo del estado de la técnica, pero utiliza meramente los componentes espaciales de alta frecuencia de la imagen para controlar el enfoque.

Breve sumario de la invención

La presente invención se refiere a un sistema y a un método para determinar una posición óptima de un ojo con relación a un dispositivo oftálmico, de acuerdo con las reivindicaciones que siguen. Una posición óptima puede ser cualquier posición que coloque el ojo de tal manera que el dispositivo oftálmico pueda ser terapéuticamente efectivo en su diseño para tal fin. El posicionamiento óptimo puede incluir posicionar el ojo de tal modo que el dispositivo oftálmico pueda realizarse hasta los límites de sus tolerancias de diseño, así como en cualquier sitio de los dispositivos oftálmicos diseñados para un rango terapéuticamente efectivo. Por ejemplo, una posición óptima puede ser una posición en la que una imagen de una característica seleccionada del ojo esté en el mejor foco que pueda obtenerse con el dispositivo oftálmico dentro de cualquier restricción de posicionamiento incremental. Una forma de

realización del método de la presente invención comprende la etapa de recibir datos que comprenden una imagen de una superficie de un ojo, con el ojo en una primera posición con relación a un dispositivo oftálmico. Se localiza una característica de borde en la imagen y se realiza un cálculo de nitidez sobre la característica de borde utilizando un algoritmo predeterminado para producir un valor de nitidez. La superficie del ojo se ajusta entonces a una segunda posición con relación al dispositivo oftálmico, y las etapas previas se repiten hasta que se maximiza el valor de nitidez sobre la base del algoritmo predeterminado, lo que es una indicación de que se ha conseguido una posición óptima del ojo. En el caso de un parámetro de enfoque, por ejemplo, puede hacerse incrementalmente un ajuste del posicionamiento en una primera dirección hasta que un valor de nitidez pasa por un valor máximo y comienza entonces a decrecer, indicando que se ha pasado por la posición de foco óptima. A continuación puede realizarse un ajuste de posicionamiento en una segunda dirección opuesta a la primera para volver a la posición en la que se determinó el valor de nitidez para conseguir el valor máximo.

Una forma de realización del sistema para determinar una posición óptima de un ojo con relación a un dispositivo oftálmico de acuerdo con la presente invención puede comprender un procesador y un paquete de software ejecutable por el proceso. El paquete de software se adapta para realizar los cálculos como anteriormente. Se proporcionan también medios para ajustar la superficie del ojo a una segunda posición con relación al dispositivo oftálmico. El paquete de software recibe entonces los nuevos datos de imagen sobre el ojo en la segunda posición, y se repiten las etapas de cálculo hasta que se maximiza el valor de nitidez de acuerdo con un algoritmo predeterminado. La maximización del valor de nitidez es una indicación de que se ha conseguido una posición óptima del ojo.

Las formas de realización del sistema y el método de la presente invención tienen la ventaja de que no se requiere hardware adicional si el dispositivo oftálmico comprende ya medios para la formación de imagen de la superficie del ojo y para capturar esa imagen. Un elemento adicional puede comprender un paquete de software para calcular el centrado y la posición focal óptimos, y para indicar un movimiento requerido del dispositivo oftálmico o para inducir la posición del dispositivo oftálmico dependiendo de la presencia de una capacidad de posicionamiento automático.

En casos en los que se desea que el software o un operador interactúen con la imagen, es preferible que las características de la imagen sean tan nítidas como sea posible, dentro de los límites de los dispositivos oftálmicos. Las formas de realización de la presente invención pueden optimizar el foco maximizando la claridad de las características en la imagen.

Las características que definen la invención, tanto en lo que se refiere a la organización como al método de funcionamiento, junto con otros objetos y ventajas de la misma, se entenderán mejor a partir de la descripción siguiente utilizada en conjunción con los dibujos que se acompañan. Debe entenderse expresamente que el dibujo se proporciona a título ilustrativo y descriptivo y no está destinado a ser una definición de los límites de la invención. Estos y otros objetivos alcanzados y las ventajas ofrecidas por la presente invención se pondrán más claramente de manifiesto cuando la siguiente descripción se lea en conjunción con los dibujos adjuntos.

Breve descripción de las diversas vistas de los dibujos

Puede adquirirse una comprensión más completa de la presente invención y de las ventajas de la misma haciendo referencia a la siguiente descripción, considerada junto con los dibujos adjuntos, en los que números de referencia iguales indican características iguales y en los que:

La figura 1 es un esquema de una forma de realización del sistema de posicionamiento de un ojo de la presente invención;

Las figuras 2A y 2B proporcionan un diagrama de flujo de un ejemplo de forma de realización del método de la presente invención para el caso de un algoritmo de nitidez de transformada rápida de Fourier;

La figura 3 es una imagen enfocada de un ojo;

Las figuras 4A-4J son imágenes del ojo que van desde la más nítida a la más borrosa (figuras 4A-4E), junto con los diagramas de transformada rápida de Fourier correspondientes (figuras 4F-4J);

La figura 5 es un diagrama de la variación en el contenido espectral de frecuencia media y más alta frente al nivel de la borrosidad de la imagen; y

Las figuras 6A-6C son imágenes del ojo, incluyendo pestañas y párpados, que muestran la diferencia entre la borrosidad mínima (figura 6A) y la borrosidad máxima (figura 6C) utilizadas en la figura 5.

Descripción detallada de la invención

Se presentará ahora una descripción de las formas de realización preferidas de la presente invención haciendo referencia a las figuras 1-6C. Un ejemplo de realización de un sistema 10 de posicionamiento de un ojo está

representado esquemáticamente en la figura 1 y un ejemplo de método 100 lo está en las figuras 2A y 2B.

Una forma de realización 100 del método para determinar una posición óptima (terapéuticamente efectiva) de un ojo con relación a un dispositivo oftálmico 11 comprende la etapa de recibir datos en un procesador 12 (bloque 102). Los datos comprenden una imagen de una superficie de un ojo 13 que se ha recogido con, por ejemplo, una cámara de vídeo, una cámara digital, una cámara tomavistas o registrador visualizador de cuadros 14, en comunicación con el procesador 12. La imagen es recogida con el ojo en una primera posición con relación al dispositivo oftálmico 11 (bloque 101). El dispositivo oftálmico 11 puede ser, por ejemplo y sin limitación, un microquerátomo de láser de femtosegundos, un láser de tratamiento, tal como un láser excímero, un aberrómetro o cualquier otro dispositivo oftálmico, como será conocido por las personas familiarizadas con la técnica, para los que puede requerirse un posicionamiento preciso de un ojo.

Un paquete de software 15, que puede ser residente en una memoria 17 (mostrada aquí como parte del procesador 12) incluye un segmento de código para localizar una característica de borde en la imagen (bloque 103). La memoria 17 puede ser una memoria separada acoplada operativamente al procesador 12 o puede ser una parte integrante del procesador 12. La característica de borde puede incluir, pero no se pretende limitarla a ello, un vaso sanguíneo escleral o una característica del iris. Se supone que una imagen bien enfocada del ojo tiene bordes relativamente nítidos y así la característica del ojo seleccionada se define lo más claramente posible cuando la imagen está enfocada. Cuando la imagen es algo desenfocada, se ablanda la imagen y los bordes de estas características son menos claros. Además, cuando la imagen tiene bordes claramente definidos, entonces la cantidad de información de alta frecuencia en la imagen es mayor.

El procesador 12 (circuito de control) puede ser un único dispositivo de procesamiento o una pluralidad de dispositivos de procesamiento. Dicho dispositivo de procesamiento puede ser un microprocesador, un microcontrolador, un procesador de señal digital, un microordenador, una unidad de procesamiento central, una agrupación ordenada de puertas programables en campo, un dispositivo lógico programable, una máquina de estado, una circuitería lógica, una circuitería analógica, una circuitería digital y/o cualquier dispositivo que manipule señales (analógicas y/o digitales) sobre la base de instrucciones operativas. La memoria 17 acoplada al procesador 12 o al circuito de control puede ser un dispositivo de memoria único o una pluralidad de dispositivos de memoria. Dicho dispositivo de memoria puede ser una memoria de solo lectura, una memoria de acceso aleatorio, una memoria volátil, una memoria no volátil, una memoria estática, una memoria dinámica, una memoria flash, una memoria caché y/o cualquier dispositivo que almacene información digital. Nótese que cuando el microprocesador o el circuito de control implementa una o más de sus funciones a través de una máquina de estado, una circuitería analógica, una circuitería digital y/o una circuitería lógica, la memoria que almacena las instrucciones operativas correspondientes puede incrustarse dentro de, o externamente a, la circuitería que comprende la máquina de estado, la circuitería analógica, la circuitería digital y/o la circuitería lógica. La memoria almacena y el microprocesador o el circuito de control ejecuta instrucciones operativas (por ejemplo, el paquete de software 15) correspondientes a al menos algunos de las etapas y/o funciones ilustradas y descritas en asociación con las figuras 2A y 2B.

El paquete de software 15 puede comprender también un segmento de código operativo para provocar que el procesador 12 realice un cálculo de nitidez sobre la característica de borde utilizando un algoritmo de función de nitidez predeterminado para obtener un valor de nitidez. El algoritmo de función de nitidez se selecciona en el bloque 104. El algoritmo puede incluir, pero no se pretende limitarlo a ello, una estimación de varianza y amplitud del nivel de grises de la imagen, un cómputo de una diferencia de intensidad entre regiones adyacentes de la imagen, un enfoque basado en histograma, una máscara de detección de borde tal como una laplaciana y una función de transformada de Fourier. El algoritmo de función de nitidez puede seleccionarse, por ejemplo, sobre la base de atributos de imagen, frecuencia con la que ha de aplicarse el algoritmo y/o requisitos de exactitud.

Como ejemplo de los criterios utilizados para seleccionar un algoritmo, los enfoques basados en transformada de Fourier proporcionan una gran cantidad de datos detallados y pueden desarrollarse funciones muy sofisticadas y éstas pueden sintonizarse finamente para abordar óptimamente un problema definido. Sin embargo, las transformadas de Fourier de grandes imágenes requieren un número significativo de cálculos y la cantidad relativamente grande de tiempo necesaria para realizar el procesamiento puede ser problemático en ciertas aplicaciones.

A la inversa, la diferencia de intensidad de píxel funciona de tal modo que:

$$\sum \left| I(x,y) - I(x,y-1) \right| + \sum \left| I(x,y) - I(x+1,y) \right|$$

tengan problemas computacionales relativamente mínimos, pero carezcan de la flexibilidad del enfoque basado en Fourier. Por tanto, pueden preferirse diferentes funciones dependiendo de los detalles y requisitos de implementación específicos. Tales funciones diferentes se conocerán por los expertos en la materia y se contemplan dentro del alcance de la presente invención.

La invención utiliza un enfoque basado en Fourier que se discutirá ahora. Calculando una transformada de Fourier, típicamente una transformada rápida de Fourier, del área o áreas de interés en la imagen, puede determinarse la cantidad de información presente en las frecuencias espaciales más altas. Ajustando la distancia dispositivo a ojo de tal manera que se maximice el contenido de frecuencia espacial alta, puede optimizarse el foco de la imagen y así se optimiza también la distancia ojo a dispositivo (por ejemplo, el dispositivo oftálmico será terapéuticamente efectivo dentro de los límites del dispositivo).

La figura 3 ilustra una imagen típica de un ojo capturado en un sensor de frente de onda. Este ojo está bien enfocado y las características esclerales y de iris son claramente visibles. Se selecciona una región de interés de la imagen y de las imágenes del mismo ojo en diversos grados del desenfoque (bloque 105). Preferiblemente, se selecciona un área que no contiene párpados o pestañas. Pueden utilizarse múltiples regiones, si se desea, tal como diferentes regiones en la esclerótica (por ejemplo, a la izquierda, la derecha, encima y debajo de la esclerótica), regiones del iris o combinaciones de éstas. El paquete de software 15 puede comprender también un algoritmo para seleccionar un área o áreas de interés que puedan eliminar automáticamente artefactos en la imagen, tal como imágenes de la fuente de luz.

Se realiza una transformada rápida de Fourier (FFT) bidimensional en cada una de las imágenes (bloque 107). La característica dominante en las FFTs es el valor de centro muerto ("DC") y los valores próximos a DC. Estos no son de interés en el presente caso, pero pueden utilizarse para normalizar datos. Las figuras 4A-4E son pseudodiagramas en color de cada una de las imágenes, desde la más nítida (figura 4A) a la más borrosa (figura 4E), y las FFTs correspondientes se proporcionan en las figuras 4F-4J. En este ejemplo de cálculo, los tamaños de FFTs utilizados son de 256 x 512, aunque esto no pretende ser una limitación. En estos diagramas, los datos próximos a DC se eliminan con el fin de hacer el contenido de frecuencia media y alta más fácil de ver (bloque 108). En estos diagramas, las componentes de frecuencia más alta están en el centro y así los datos de interés están lejos de las esquinas. Puede verse que, cuando la imagen llega a ser más borrosa, los diagramas son más planos lejos de las esquinas; esto es, hay menos información a las frecuencias medias y más altas.

En una forma de realización alternativa, una función de ventana armónica, tal como una ventana Hamming, puede aplicarse a la región o regiones de interés antes de la FFT (bloque 106). Además de una reducción beneficiosa de artefactos armónicos que se consigue a partir de tal operación, puede reducirse una sensibilidad de la invención a un ligero descentrado o desplazamiento de la región o regiones que podrían resultar de un movimiento del ojo descompensado. Este beneficio se consigue debido a que los datos próximos a la periferia de la región o regiones se atenúan máximamente por la función de ventanaje.

En un ejemplo de forma de realización, puede calcularse las métricas (bloque 109) que comprenden la integral de la FFT a partir de una frecuencia inferior fuera de la frecuencia máxima en los datos. Se modifican los valores de frecuencia inferiores para incrementar o reducir la cantidad de datos utilizados al calcular la integral. Estas métricas se normalizan para tener un valor pico de 1,0, como se muestra en el diagrama de la figura 5. Puede verse que, cuando sólo se utilizan las componentes de frecuencia más alta (■), la métrica es extremadamente sensible a cantidades incluso menores de borrosidad. Estos datos son beneficiosos para determinar con precisión el momento en que el objeto está mejor enfocado. Sin embargo, esta métrica no puede utilizarse para discriminar entre imágenes con niveles de borrosidad diferentes pero modestos debido a que el valor llega a ser efectivamente constante (la línea en la figura 5 es plana) después incluso de una pequeña cantidad de borrosidad. Las integrales que incluyen algo de frecuencias muy bajas muestran diferencias para cada imagen a niveles de borrosidad más altos y pueden utilizarse así para discriminar entre imágenes más borrosas pero algo menos para el caso de borrosidad mínima. Por tanto, la métrica óptima se responsabiliza de este tipo de variación y puede combinar información procedente de diferentes frecuencias, de tal manera que puede utilizarse para discriminar entre ambos niveles grande y pequeño de borrosidad (bloque 110). Se entenderá por un experto en la materia que este ejemplo de integración directa es sólo uno de los muchos enfoques posibles.

Las figuras 6A-6C ilustran algunas imágenes completas en escala de grises para ilustrar cómo de pequeña parece ser la diferencia entre las imágenes inicial (figura 6A) y mínimamente borrosa (figura 6B). Esto muestra la sensibilidad extrema de la invención cuando mira sólo a la información de frecuencia más alta. Asimismo, en la figura 6C se muestra el caso máximamente borroso de los ejemplos.

El ejemplo presentado en la presente memoria indica la forma en que los datos post-FFT tienen la información necesaria para facilitar el posicionamiento óptimo dispositivo a ojo.

En uso, pueden tomarse imágenes de la superficie del ojo una pluralidad de veces (por ejemplo, si no se consigue la posición deseada) (bloque 111), ajustándose la superficie 13 del ojo a una segunda posición con relación al dispositivo oftálmico 11 (bloque 112), y las etapas previas se repiten hasta que se maximiza el valor de nitidez, lo que es una indicación de que se ha conseguido una posición óptima del ojo.

Una vez que se determina, el ojo 13 se coloca en la posición determinada (bloque 113). El posicionamiento del ojo puede efectuarse manual o automáticamente bajo el control del software 15 y el procesador 12, con ayuda de

medios que serán familiares a los expertos en la materia y que están destinados a quedar dentro del alcance de la presente invención, tal como utilizando un dispositivo de posicionamiento 16. Por ejemplo, y sin limitación, el paciente puede posicionarse manualmente, el dispositivo oftálmico puede posicionarse manualmente y/o el dispositivo oftálmico o la mesa/silla (por ejemplo, dispositivo de posicionamiento 16) sobre la que el paciente está siendo soportado puede posicionarse automáticamente por sistemas de control mecánicos y eléctricos, o cualquier combinación de estos métodos. Una vez que el ojo está en la posición deseada, puede realizarse una intervención deseada en el ojo 13 utilizando el dispositivo oftálmico 11 (bloque 114).

Durante la intervención, puede ser deseable también determinar que se mantenga una posición óptima del ojo (bloque 115) utilizando la intervención resaltada anteriormente, en cuyo caso puede hacerse un ajuste adicional a la posición del ojo si es necesario (bloque 116).

Se contempla que los errores de posicionamiento puedan ser mostrados a un operador, por ejemplo en unidades de longitud. La información puede utilizarse también para inhibir o detener una intervención hasta que se realice una etapa de calibración. Además, la información puede utilizarse para variar la distancia dispositivo a ojo en una cantidad pequeña conocida alrededor del posicionamiento óptimo antes de comenzar la intervención, con el fin de relacionar los datos espectrales (post FFT) con errores de distancia.

En la descripción anterior, se han utilizado ciertos términos para fines de brevedad, claridad y comprensión, pero no pueden derivarse de ello limitaciones innecesarias más allá de los requisitos de la técnica anterior, debido a que tales palabras se utilizan en la presente memoria para fines de descripción y están destinadas a interpretarse ampliamente. Además, las formas de realización del aparato ilustradas y descritas en la presente memoria se proporcionan a título de ejemplo, y el alcance de la invención no está limitado a los detalles exactos de construcción.

REIVINDICACIONES

1. Método implementado por ordenador para determinar una posición óptima de mejor enfoque de un ojo con relación a un dispositivo oftálmico, que comprende las etapas siguientes:

(a) recibir datos (102) que comprenden una imagen de una superficie de un ojo, con el ojo en una primera posición con relación a un dispositivo oftálmico (11);

(b) localizar (103) una característica de borde en la imagen;

(c) realizar un cálculo de nitidez (107) en la característica de borde utilizando una función de transformada rápida de Fourier (104) para calcular un valor de nitidez (109), comprendiendo las etapas de filtrar los datos de imagen (108) para retener un contenido espectral de frecuencia baja, media y alta y combinar información de diferentes frecuencias en el contenido espectral de frecuencia baja, media y alta retenido, de modo que éste pueda utilizarse para discriminar entre niveles grandes y pequeños de borrosidad (110),

(d) ajustar la superficie del ojo a una segunda posición (112) con relación al dispositivo oftálmico sobre la base del cálculo de nitidez (107) en la característica de borde; y

(e) repetir las etapas (a)-(d) hasta que se maximice (111) el valor de nitidez, siendo en cada ciclo posterior la primera posición de la etapa (a) la segunda posición de la etapa (d) del ciclo previo y siendo la segunda posición de la etapa (d) una nueva posición, indicando que se ha conseguido (111) una posición óptima de mejor enfoque del ojo.

2. Método según la reivindicación 1, en el que la característica de borde se selecciona de entre un grupo constituido por un vaso sanguíneo escleral y una característica de iris.

3. Método según la reivindicación 1, que comprende además la etapa, antes del uso de la función de transformada rápida de Fourier, de aplicar una función de ventana armónica (106) a una región de la imagen que contiene la característica de borde.

4. Sistema para determinar una posición óptima de mejor enfoque de un ojo (13) con relación a un dispositivo oftálmico (11), que comprende:

un procesador (12);

un paquete de software (15) instalable en el procesador adaptado para:

(a) recibir datos (102) a través del procesador que comprenden una imagen de una superficie de un ojo, con el ojo en una primera posición con relación a un dispositivo oftálmico;

(b) localizar (103) una característica de borde en la imagen; y

(c) realizar un cálculo de nitidez (107) en la característica de borde utilizando una función de transformada rápida de Fourier (104) para calcular un valor de nitidez (109), comprendiendo las etapas de filtrar los datos de imagen (108) para retener un contenido espectral de frecuencia baja, media y alta y combinar información de diferentes frecuencias en el contenido espectral de frecuencia baja, media y alta retenido, de modo que éste pueda utilizarse para discriminar entre niveles grandes y pequeños de borrosidad (110), y

unos medios (16) para ajustar la superficie del ojo a una segunda posición con relación al dispositivo oftálmico;

en el que el paquete de software está adaptado asimismo para

(d) repetir las etapas (a)-(c) después de un ajuste de la superficie del ojo en la segunda posición hasta que se maximice (111) el valor de nitidez, siendo en cada ciclo posterior la primera posición de la etapa (a) la segunda posición de la etapa (d) del ciclo previo y siendo la segunda posición de la etapa (d) una nueva posición, indicando que se ha conseguido (111) una posición óptima de mejor enfoque del ojo.

5. Sistema según la reivindicación 4, en el que la característica de borde se selecciona de entre un grupo constituido por un vaso sanguíneo escleral y una característica de iris.

6. Sistema según la reivindicación 4, en el que el paquete de software está adaptado además para, antes del uso de la función de transformada rápida de Fourier, aplicar una función de ventana armónica (106) a una región de la imagen que contiene la característica de borde.

7. Sistema según la reivindicación 4, que comprende además unos medios para, después de la maximización del valor de nitidez, posicionar (113) el ojo en la posición óptima de mejor enfoque del ojo.

8. Sistema según la reivindicación 7, en el que los medios (113) de posicionamiento del ojo comprenden uno de entre unos medios para llevar a cabo un ajuste manual y unos medios en comunicación con el procesador para llevar a cabo un ajuste automático de la posición del ojo.

9. Sistema según la reivindicación 7, en el que el paquete de software (15) está adaptado asimismo para dirigir el dispositivo oftálmico (11) de modo que realice una intervención deseada en el ojo.

10. Sistema según la reivindicación 7, en el que el paquete de software (15) está adaptado asimismo para, durante la realización de la intervención deseada, para repetir las etapas (a)-(d) con el fin de asegurar que se mantenga (115, 116) una posición óptima de mejor enfoque del ojo.

11. Programa informático que, cuando se ejecuta en un ordenador, realiza las etapas según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3.

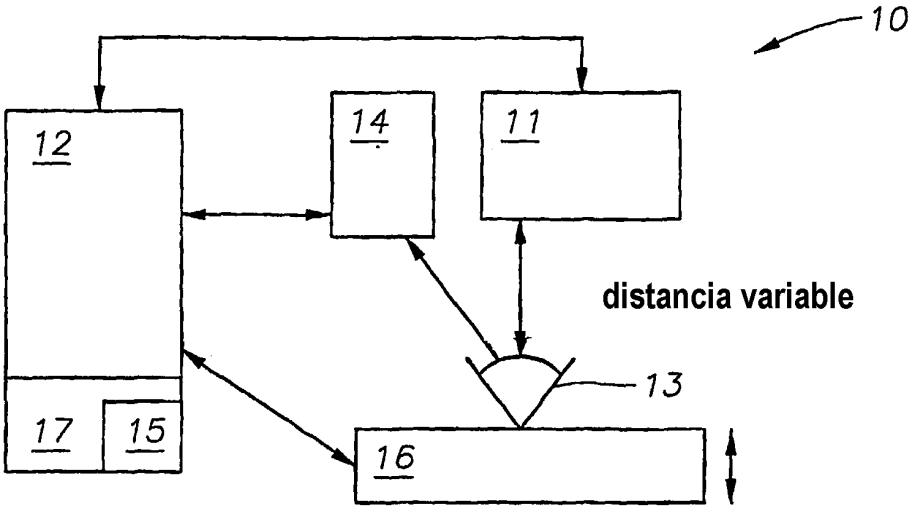

10
12
14
11
distancia variable
13
17
15
16

Fig. 1

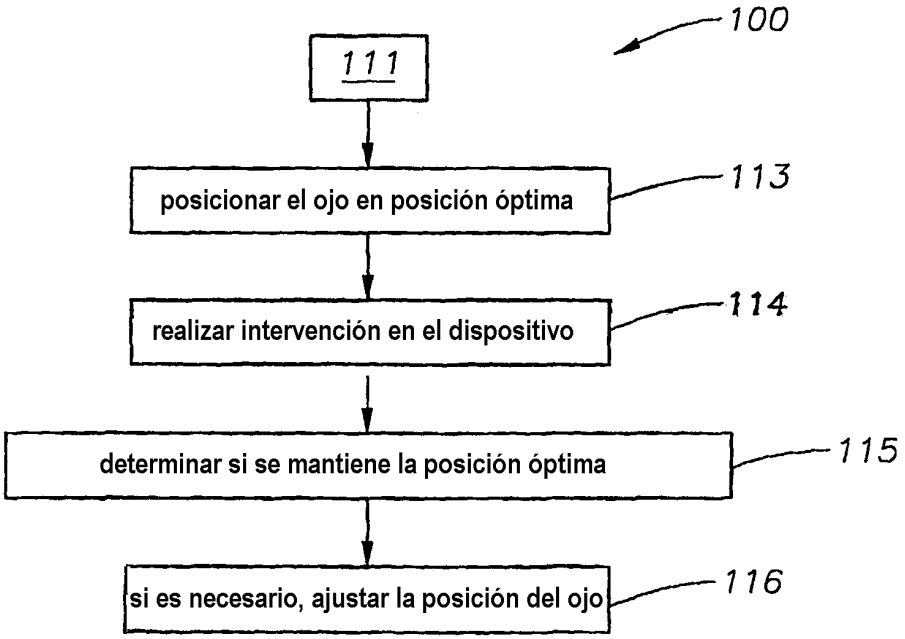
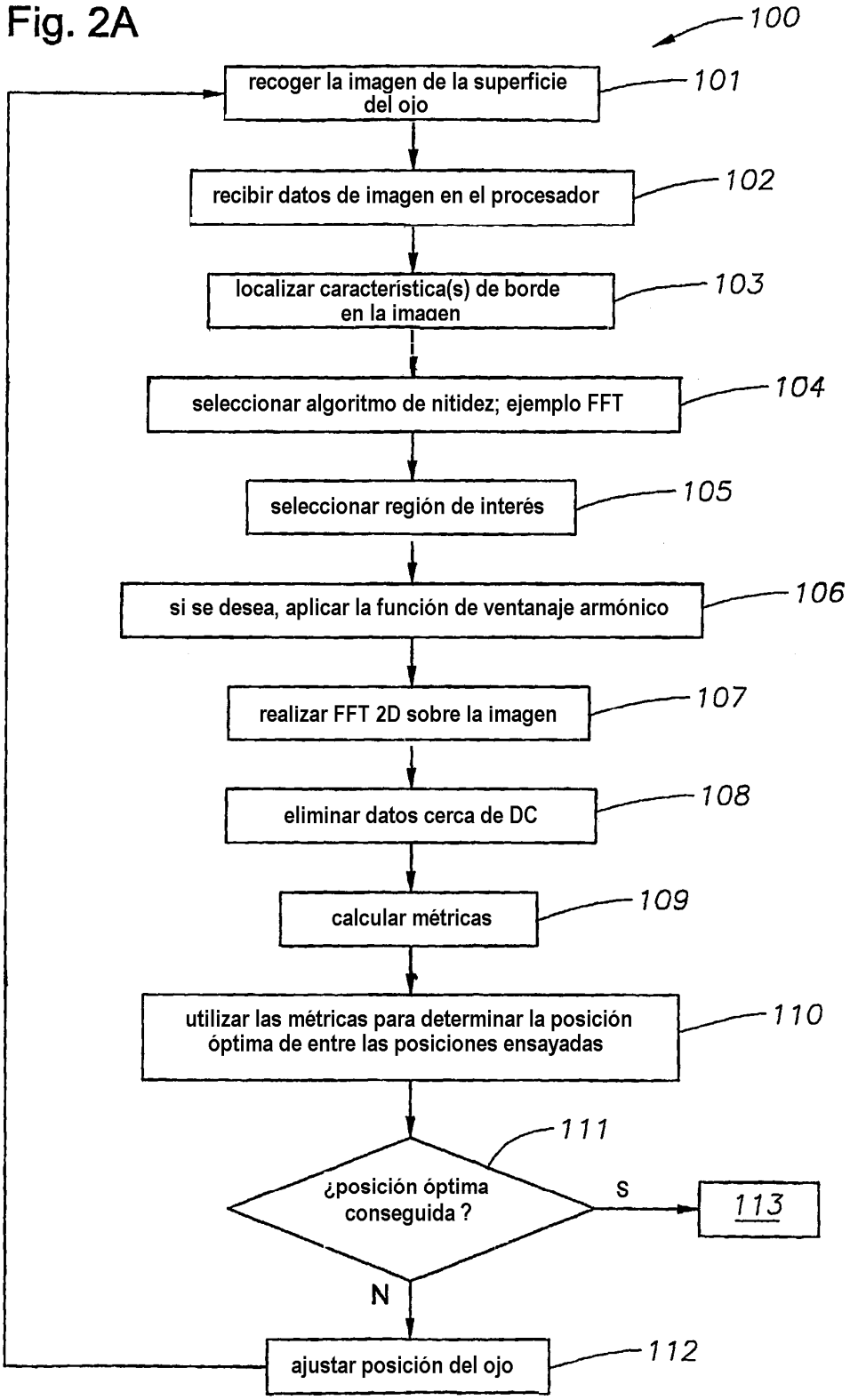

100
111
posicionar el ojo en posición óptima
113
realizar intervención en el dispositivo
114
determinar si se mantiene la posición óptima
115
si es necesario, ajustar la posición del ojo
116

Fig. 2B

Fig. 2A


100
recoger la imagen de la superficie del ojo
101
recibir datos de imagen en el procesador
102
localizar característica(s) de borde en la imagen
103
seleccionar algoritmo de nitidez; ejemplo FFT
104
seleccionar región de interés
105
si se desea, aplicar la función de ventanaje armónico
106
realizar FFT 2D sobre la imagen
107
eliminar datos cerca de DC
108
calcular métricas
109
utilizar las métricas para determinar la posición óptima de entre las posiciones ensayadas
110
111
¿posición óptima conseguida ?
S
113
N
ajustar posición del ojo
112

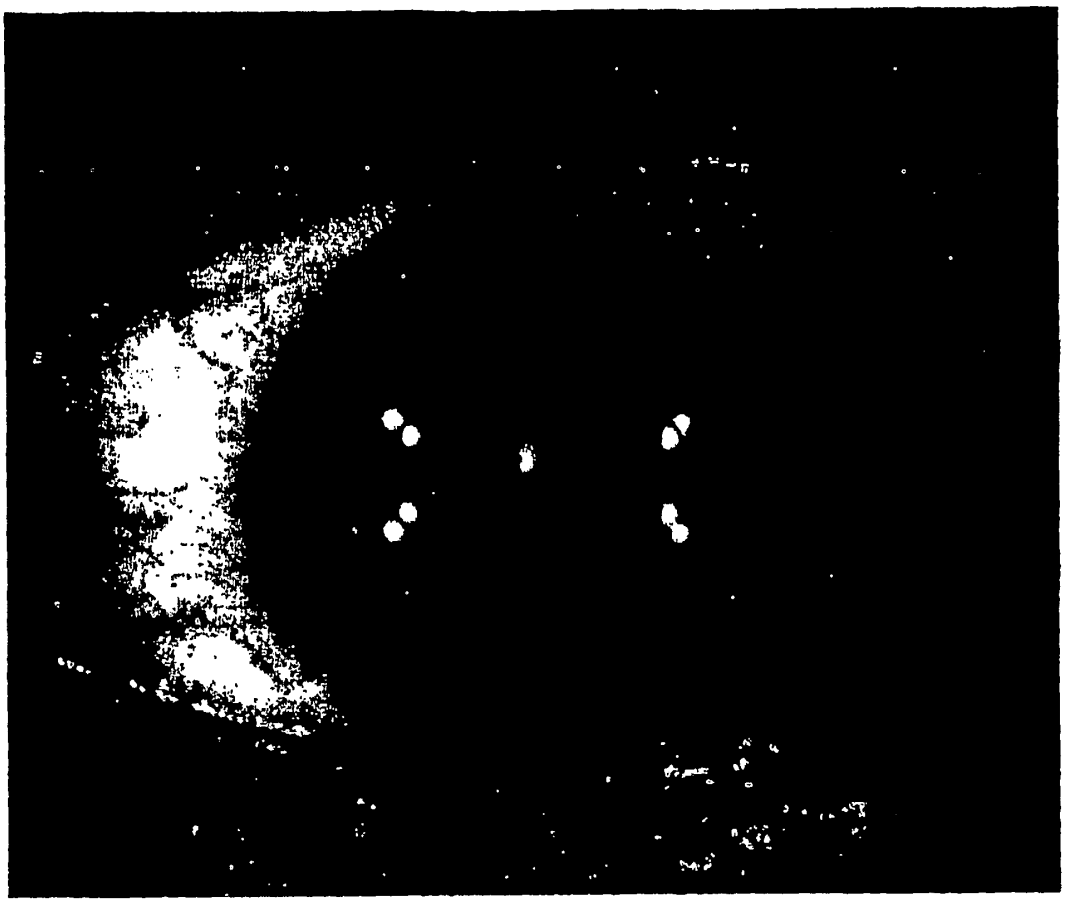


Fig. 3

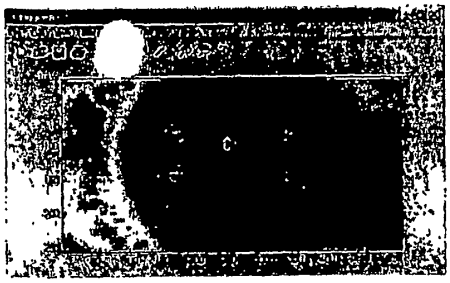


Fig. 4A

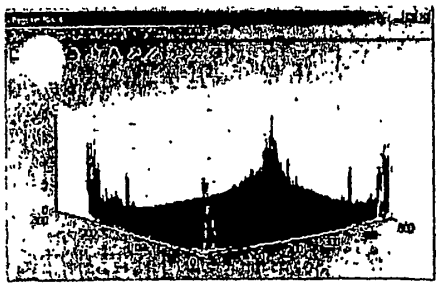


Fig. 4F

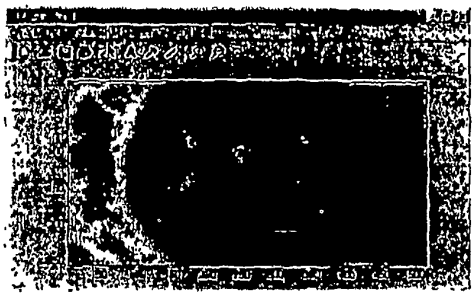


Fig. 4B

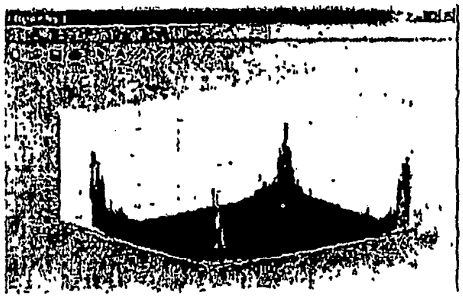


Fig. 4G

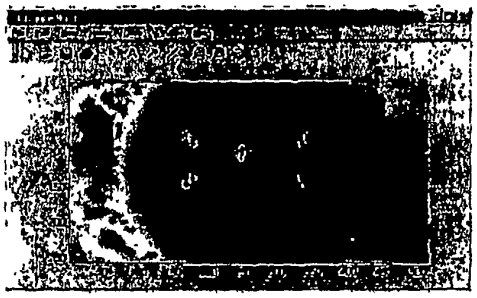


Fig. 4C

Fig. 4H

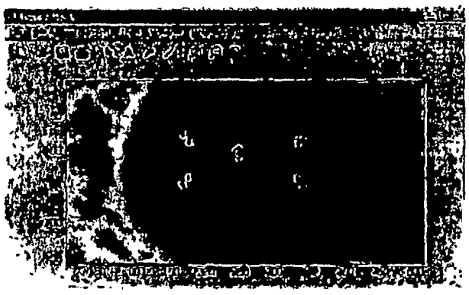


Fig. 4D

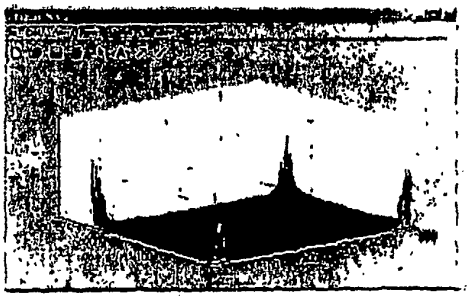


Fig. 4I

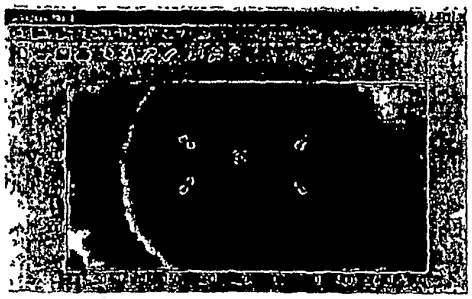


Fig. 4E

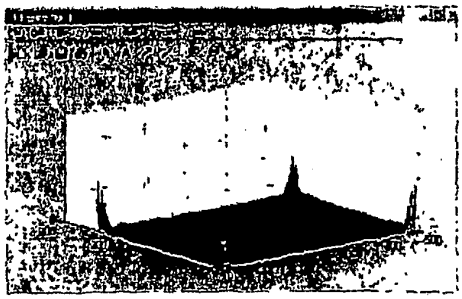


Fig. 4J

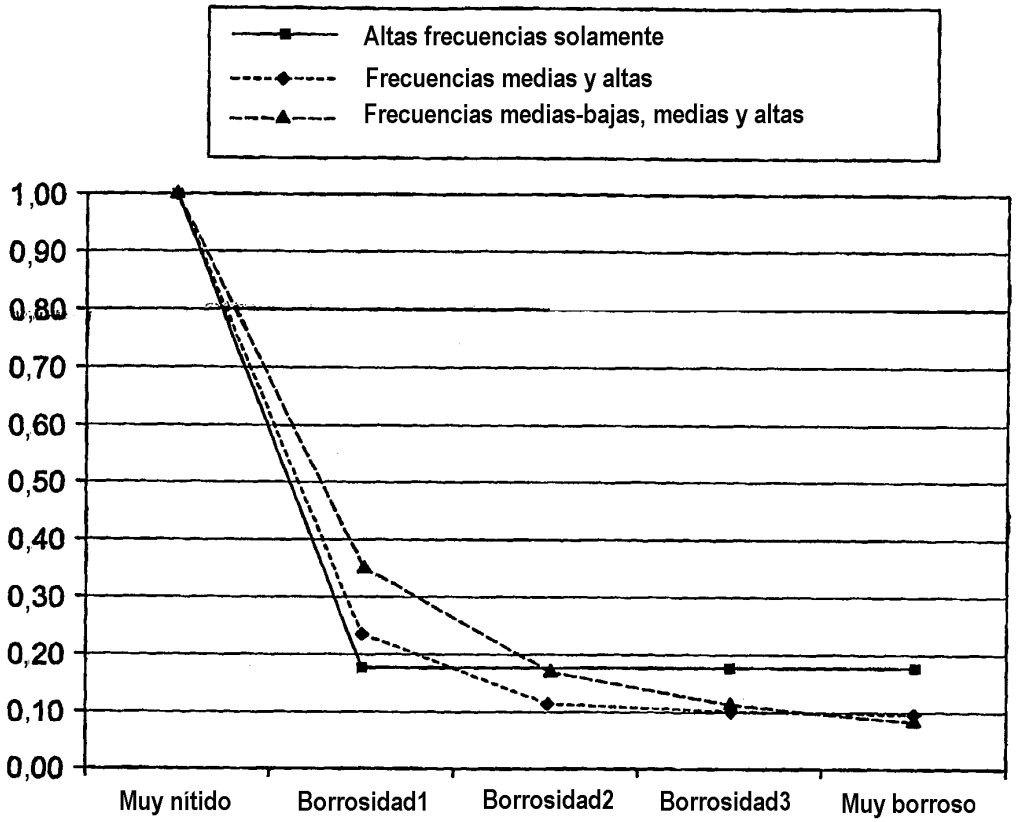


Fig. 5

Fig. 6A

Fig. 6B

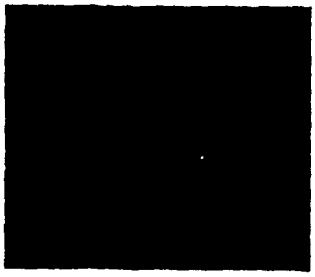


Fig. 6C