



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 339 486**

51 Int. Cl.:
A61F 9/01 (2006.01)
A61B 3/10 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **06846052 .6**
96 Fecha de presentación : **21.12.2006**
97 Número de publicación de la solicitud: **1968509**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **17.09.2008**

54 Título: **Determinación del posicionamiento óptimo de dispositivos oftálmicos por el uso de técnicas de procesamiento y autoenfoco de imágenes.**

30 Prioridad: **31.12.2005 US 755556 P**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
20.05.2010

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
20.05.2010

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 Suñol, Marcelino**

ES 2 339 486 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

Determinación del posicionamiento óptimo de dispositivos oftálmicos por el uso de técnicas de procesamiento y autoenfoque de imágenes.

5 **Campo técnico de la invención**

La presente invención se refiere en general a dispositivos oftálmicos y, más particularmente, a un sistema para determinar el posicionamiento óptimo de dispositivos oftálmicos.

10 **Antecedentes de la invención**

15 El posicionamiento de un dispositivo oftálmico a una distancia conocida de un ojo que se está examinando es típicamente de gran importancia. En muchos dispositivos, una razón para este posicionamiento preciso es tener características del ojo en un enfoque claro - potencialmente para la interacción subsiguiente con la imagen por un cirujano o un software. Otras razones incluyen la necesidad de hacer que un rayo láser se enfoque en el plano correcto con respecto al ojo (por ejemplo, en un sistema de láser excímero) o tener el ojo posicionado óptimamente para la medición subsiguiente del ojo (por ejemplo, una medición de frente de onda).

20 Se utilizan una serie de técnicas para ayudar al posicionamiento del ojo con respecto al dispositivo. Éstas incluyen la ruptura de haces luminosos (usualmente IR) por el vértice córneoal y la proyección sobre la córnea de una serie de haces luminosos que pueden analizarse subsiguientemente de forma automática o por un cirujano para evaluar la precisión del posicionamiento del ojo. Si se considera que el ojo no está en la posición óptima, entonces el dispositivo y/o la cabeza/ojo pueden moverse para repositonar el ojo óptimamente o hasta dentro de tolerancias aceptables definidas.

25 La aplicación de láseres y otros dispositivos oftálmicos similares para diagnosticar condiciones del ojo ha abierto nuevas posibilidades para tratar miopía, hipermetropía, astigmatismo y otras condiciones del ojo. En particular, la tecnología láser ha permitido el desarrollo de técnicas láser modernas que son conocidas colectivamente como corrección de visión por láser.

30 Las técnicas de corrección de visión por láser reconfiguran la superficie o subsuperficie del ojo 10, tal como se muestra en la figura 1. Estas técnicas pueden emplear un haz de luz frío (tal como un haz láser excímero 12) para retirar cantidades microscópicas de tejido. La retirada de este tejido cambia la forma de la córnea 14 con el fin de permitir un enfoque más definido de imágenes y una reducción de la dependencia de gafas y/o lentes de contacto por parte del paciente. Las cirugías de corrección de visión por láser incluyen, pero no se limitan a ellas, queratomileusis *in situ* asistida por láser (LASIK), queratomileusis epitelial por láser (LASEK), epi-LASIK, queratoplastia lamelar automatizada (ALK), intervenciones por fotoablación tales como queratectomía fotorrefractiva (PRK) y otras intervenciones similares.

35 En estas intervenciones, la calidad de los resultados de la corrección de visión por láser puede depender de la capacidad del láser 12 para retirar tejido con precisión de la superficie o de debajo de la superficie de la córnea 14. La retirada precisa de tejido con el láser 12 puede depender a su vez, por lo menos en parte, de la capacidad de alinear y posicionar con precisión el láser y otros sistemas de formación de imágenes con referencia al ojo que se somete a la intervención.

40 Una de las partes de la intervención que consumen la mayoría del tiempo es el ajuste y el posicionamiento del láser. Los procedimientos existentes pueden utilizar técnicas manuales para alinear el láser antes de la corrección de la visión por láser. Adicionalmente, las intervenciones de corrección de visión por láser requieren frecuentemente la alineación del láser entre las intervenciones individuales de un paciente o entre cada uno de los ojos de un paciente. Asimismo, puede haber una necesidad de determinar el posicionamiento del dispositivo durante la intervención.

45 El documento US2005/105044 describe unos sistemas de medición de frente de onda que pueden emplearse, por ejemplo, en la detección de aberraciones de fase en una lente de gafas y en un ojo. Diversas formas de realización incluyen disponer un patrón de modulación en la trayectoria de un haz de retorno desde la lente de gafas o el ojo y formar la imagen de un patrón de difracción en un plano de autoformación de imagen con relación al patrón de modulación con un detector.

50 La patente US nº 6.532.298 describe un aparato de formación de imágenes manual y compacto que puede usarse para capturar imágenes del iris de alta calidad para la identificación de una persona. El formador de imágenes del iris manual es no invasivo y sin contacto y comprende una cámara, un espejo frío, una lente y un iluminador.

55 El documento GB 2 359 375 describe un sistema óptico oftalmoscópico que tiene múltiples funciones para medir diferentes propiedades de un ojo de un paciente. Las funciones son controladas moviendo componentes ópticos y modificando el brillo de las fuentes de luz.

El documento EP 1 422 923 describe un procedimiento para determinar un área de importancia en una imagen de archivo. De acuerdo con este procedimiento, se obtiene información del ojo que incluye la información de la dirección de la mirada del ojo capturada durante una secuencia de captura de imagen para la imagen de archivo. Un área de importancia en la imagen de archivo es determinada sobre la base de la información del ojo.

5

Sumario de la invención

En consecuencia, se proporciona un dispositivo según la reivindicación 1. En las reivindicaciones subordinadas se proporcionan formas de realización ventajosas.

10

Este sistema de posicionamiento de un dispositivo oftálmico incluye un sistema de recogida de imágenes, un sistema de procesamiento y un sistema de posicionamiento. El sistema de recogida de imágenes recoge una serie de imágenes de un ojo, en el que varía una distancia relativa entre el sistema de recogida de imágenes y el ojo. El sistema de procesamiento se acopla al sistema de recogida de imágenes y puede hacerse funcionar para realizar una función de nitidez sobre cada una de las imágenes recogidas. Los resultados de las funciones de nitidez se comparan con el fin de identificar la imagen asociada con la función de más alta nitidez. Como se ha señalado previamente, se optimiza el enfoque de la imagen dentro de la imagen que tenga la función de más alta nitidez. Así, puede identificarse la distancia relativa entre el sistema de recogida de imágenes y el ojo para la imagen asociada con la función de más alta nitidez. El sistema de posicionamiento puede maniobrarse para hacer que coincida una distancia real entre un dispositivo oftálmico y el ojo con la distancia relativa entre el sistema de recogida de imágenes y el ojo a partir de la imagen asociada con la función de más alta nitidez.

15

20

Breve descripción de los dibujos

Para una comprensión más completa la presente invención y las ventajas de la misma, se hace referencia a continuación a la siguiente descripción tomada en conjunción con los dibujos adjuntos, en los que números de referencia iguales indican características iguales y en los que:

25

la figura 1 proporciona una vista general de una intervención quirúrgica de corrección de visión por láser, utilizándose un haz láser excímero para reconfigurar la córnea de un paciente;

30

la figura 2 proporciona un sistema de posicionamiento de un dispositivo oftálmico de acuerdo con una forma de realización de la presente invención;

la figura 3 proporciona un diagrama de flujo lógico de un procedimiento de posicionar un dispositivo oftálmico con relación a un ojo de acuerdo con una realización de la presente invención;

35

la figura 4 muestra una imagen típica de un ojo capturada en un sensor de frente de onda;

las figuras 5A, 6A, 7A, 8A y 9A imitan el efecto de desenfoque provocado por tener el ojo en la posición errónea;

40

las figuras 5B, 6B, 7B, 8B y 9B proporcionan la Transformada Rápida de Fourier ("FFT") correspondiente;

la figura 10 representa métricas que se han computado como la integral sobre la FFT de acuerdo con una forma de realización de la presente invención;

45

las figuras 11A, 11B y 11C proporcionan tres imágenes completas en escala de grises para ilustrar mejor justamente lo pequeña que parece ser la diferencia entre las imágenes óptimamente enfocadas y mínimamente borrosas;

la figura 12 ilustra la determinación del centro de la pupila a partir de todos los puntos límite de la pupila de acuerdo con una forma de realización de la presente invención; y

50

la figura 13 ilustra la pupila situada en el centro del campo de visión de acuerdo con una forma de realización de la presente invención.

55

Descripción de la invención

En las figuras, se ilustran formas de realización preferidas de la presente invención, utilizándose los mismos números para referirse a partes iguales y correspondientes de los diversos dibujos.

60

La figura 2 proporciona un sistema 200 de posicionamiento de un dispositivo oftálmico. El sistema 200 de posicionamiento del dispositivo oftálmico incluye un sistema de recogida de imágenes 202, un sistema de procesamiento 204 y un sistema de posicionamiento 206. El sistema de recogida de imágenes 202 puede ser una cámara o un dispositivo de vídeo maniobrable para recoger una serie de imágenes del ojo. El sistema de recogida de imágenes 202 puede hacerse funcionar para grabar la distancia relativa entre el sistema de recogida de imágenes 202 y el ojo en el que se recoge la imagen. El sistema de procesamiento 204, como se discutirá con más detalle, recibe las imágenes recogidas y realiza una función de nitidez sobre cada una de las imágenes recogidas.

65

ES 2 339 486 T3

El sistema de procesamiento 204 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 de puertas programable en el 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 almacenadas en memoria. La memoria puede ser un único dispositivo de memoria o una pluralidad de dispositivos de memoria. Dicho dispositivo de memoria puede ser una memoria de sólo 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 controlador del sistema 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 correspondientes instrucciones operativas puede embeberse dentro de, o ser externa 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 controlador del sistema ejecutan instrucciones operativas correspondientes a por lo menos algunos de las etapas y/o funciones ilustradas en las figuras 2, 4 y 5 asociadas a formas de realización de la presente invención.

Después de realizar la función de nitidez, una comparación de los resultados de la función de nitidez puede identificar una imagen asociada con la función de más alta nitidez. Como se explicará, haciendo referencia a la figura 4 y siguientes, puede optimizarse el enfoque de imagen dentro de la imagen que tiene la función de más alta nitidez. Después de identificar la imagen asociada con la función de más alta nitidez, puede identificarse la distancia relativa entre el ojo y el sistema de recogida de imágenes. Esta distancia se utiliza para posicionar el dispositivo con el fin de conseguir un enfoque optimizado para el dispositivo oftálmico. El sistema de posicionamiento 200, automáticamente o a través de una serie de invitaciones a un operador de un sistema manualmente alineado, facilita el posicionamiento del dispositivo oftálmico con relación al ojo. El posicionamiento relativo del dispositivo oftálmico con respecto al ojo puede implicar un reposicionamiento del dispositivo oftálmico o un reposicionamiento del ojo del paciente.

La figura 3 proporciona un diagrama de flujo lógico de una forma de realización del procedimiento de la presente invención para posicionar un dispositivo oftálmico con relación a un ojo. Esta forma de realización incluye obtener primero una serie de imágenes de un ojo, en donde el dispositivo oftálmico y el ojo están separados por una distancia diferente para cada imagen. Sin embargo, la misma región del ojo deberá estar contenida dentro de una región sustancialmente similar dentro de cada imagen. Esta serie de imágenes se obtiene en la etapa 302. En la etapa 304, puede determinarse para cada imagen una función de nitidez como se describirá con respecto a las figuras 4 y siguientes. En la etapa 306, se compara la función de nitidez asociada a cada imagen para determinar qué imagen tiene la función de más alta nitidez. La etapa 308 identifica la imagen con la función de más alta nitidez. Esta imagen corresponde a la imagen que tiene el mejor enfoque para el conjunto de las imágenes. Por último, las formas de realización de la presente invención son capaces de determinar la distancia entre el dispositivo oftálmico y el ojo que tenga el mejor enfoque. Otras formas de realización puede incluir además el ajuste de la distancia entre el dispositivo oftálmico y el ojo para hacer coincidir la distancia asociada con la función de más alta nitidez en la etapa 312.

Las formas de realización de la presente invención descritas en la presente memoria pueden desplegarse en sistemas existentes en los que ya existan sistemas de recogida de imágenes y estos pueden hacerse funcionar para obtener imágenes de la superficie del ojo. Dichos sistemas de recogida de imágenes pueden incluir una videocámara o un registrador visualizador de cuadros, pero no se limitan a éstos.

Una imagen bien enfocada del ojo tiene bordes relativamente nítidos. Por ejemplo, los vasos sanguíneos de la esclerótica o las características del iris se definen muy claramente cuando la imagen está en un buen enfoque. Cuando la imagen está un poco fuera de enfoque, la imagen se ablanda y los bordes de estas características son menos claros. Cuando la imagen tiene bordes más claramente definidos, entonces es más alta la cantidad de información de altas frecuencias o nitidez en la imagen.

Existe una serie de funciones de nitidez que describen numéricamente este efecto. Estas funciones incluyen, pero no se limitan a ello, estimaciones de varianza y amplitud de niveles de grises de la imagen, computación de la diferencia de intensidad entre píxeles adyacentes, procedimientos basados en histogramas, máscaras de detección de bordes estándar tales como máscaras "laplacianas" y funciones basadas en transformadas de Fourier. Cada técnica tiene ventajas y desventajas únicas. Por ejemplo, los procedimientos basados en transformadas de Fourier producen una gran cantidad de datos detallados y pueden desarrollarse y sintonizarse con precisión funciones muy sofisticadas para abordar óptimamente un problema definido. Sin embargo, las transformadas de Fourier de imágenes grandes son intensivas desde el punto de vista del cómputo y pueden incurrir en una cantidad relativamente grande de tiempo para realizar este procesamiento. A la inversa, simples funciones (F) de diferencia de intensidad de píxeles, tal como la dada por la ecuación 1, tienen exigencias computacionales relativamente mínimas, pero carecen de la flexibilidad de un procedimiento basado en Fourier. Dependiendo de los detalles y requisitos de ejecución específicos, pueden preferirse funciones diferentes. Los detalles que impactan en la elección de la función incluyen atributos de la imagen, la frecuencia con la que necesitan realizarse los cálculos y requisitos de precisión.

65

$$F = \sum |I(x,y)-I(x,y-1)| + \sum |I(x,y)-I(x,y+1)|$$

5

EC 1.

Aunque una ejecución basada en Fourier es más detallada, la presente invención puede emplear cualquier función de nitidez conocida.

10

La computación de una transformada de Fourier (típicamente por medio de una Transformada Rápida de Fourier (FFT)) del área o áreas de la imagen de interés determina la cantidad de información presente en las frecuencias espaciales más altas. Al ajustar la distancia del dispositivo al ojo de tal modo que se maximice el contenido de alta frecuencia espaciales, puede optimizarse el enfoque. Por tanto, puede optimizarse la distancia entre el dispositivo oftálmico y el ojo.

15

En los casos en los que se automatice el posicionamiento del instrumento, puede usarse esta información sobre la distancia como la base para posicionar automáticamente el dispositivo oftálmico de tal modo que el dispositivo oftálmico esté localizado a una distancia óptima del ojo. Si no es posible un posicionamiento automatizado, entonces esta información puede usarse para proporcionar indicadores, por medio de una interfaz de usuario o avisos audibles, para ayudar al posicionamiento del dispositivo oftálmico.

20

Aunque un beneficio principal puede ser posicionar óptimamente un dispositivo antes de una intervención (quirúrgica o de otro tipo), las formas de realización de la presente invención pueden utilizarse también durante la intervención posterior para verificar el ajuste apropiado y detener la intervención cuando se excedan los umbrales específico. Puede utilizarse el mismo procedimiento básico para comprobar que el ojo permanece a la distancia apropiada del dispositivo y para reposicionar óptimamente el dispositivo oftálmico u otro similar relacionado con el ojo durante la intervención.

25

Deberá observarse que los mecanismos de autoenfoque típicos se utilizan normalmente para llevar a un objeto a un buen enfoque ajustando parámetros o características del dispositivo que emplea el mecanismo de autoenfoque. En estos mecanismos típicos, no se ajusta la distancia al objeto de interés. La presente invención difiere en que en la presente memoria es verdadero lo contrario. La distancia al objeto de interés (en este caso, el ojo) debe ajustarse para que sea la distancia óptima con respecto al dispositivo.

30

Una consideración secundaria es controlar la posición del ojo dentro del campo de visión del dispositivo. Habitualmente, los dispositivos oftálmicos se ajustan en direcciones izquierda-derecha y arriba-abajo para alinear óptimamente un dispositivo oftálmico con respecto a un ojo. Utilizando el procesamiento por software de una imagen del ojo, un usuario puede determinar automáticamente la localización de la pupila u otra característica similar dentro del ojo. Una vez que se identifican estas características, se computa el movimiento requerido para alinear óptimamente el dispositivo y el ojo. Este movimiento puede realizarse automática o manualmente ajustando la posición del propio dispositivo oftálmico o, si el paciente está en una silla o una cama, ajustando la posición de la silla o de la cama. Pueden utilizarse varias técnicas para situar el ojo dentro del campo de visión, incluyendo, pero sin limitarse a ellas, la detección de los límites del iris y la detección de la localización de la pupila. Como ejemplo, se discute a continuación un procedimiento para identificar la localización de la pupila. En el ejemplo presentado a continuación, la imagen es explorada de tal modo que se encuentre la región más oscura de la imagen para determinar el centro aproximado de la pupila, y, a continuación, se realiza un procesamiento más sofisticado del límite de la pupila para refinar esta estimación.

35

40

45

La figura 4 muestra una imagen típica de un ojo 10 capturada en un sensor de frente de onda. Este ojo está bien enfocado y las características de la esclerótica 402 y el iris 404 son claramente visibles. Las figuras 5A, 6A, 7A, 8A y 9A imitan el efecto de desenfoque provocado por tener el ojo en la posición errónea. Estas imágenes son borrosas hasta niveles variables, tal como ocurrirá cuando la imagen esté desenfocada.

50

Se selecciona una región de interés de cada imagen 502. Puede utilizarse un área o región sustancialmente similar dentro de cada imagen. En este caso, un área rectangular 504 que no contenía párpados o pestañas fue extraída de cada imagen. Cabe destacar que podrían utilizarse múltiples regiones, tales como regiones diferentes en la esclerótica (por ejemplo, a la izquierda y a la derecha y por encima y por debajo de la esclerótica), regiones del iris o combinaciones de éstas. Cabe destacar también que unos algoritmos más sofisticados para seleccionar el área o áreas de interés podrían eliminar también automáticamente artefactos en la imagen, tales como las imágenes de fuentes de luz.

55

Se realizaron FFT bidimensionales en cada una de las imágenes borrosas. La característica dominante en las FFT es el valor DC y los valores próximos a DC. Estas características no son de interés en este procesamiento (salvo, potencialmente, para normalizar los datos). Las figuras 5A, 6A, 7A, 8A y 9A son gráficos de pseudocolor de cada una de las imágenes. La imagen más nítida es la figura 5A. Las figuras 6A, 7A, 8A y 9A son cada vez más borrosas. Las figuras 5B, 6B, 7B, 8B y 9B proporciona las FFT correspondientes. Los tamaños de FFT utilizados fueron de 256 por 512, aunque podrían utilizarse FFT de otros tamaños. En estos gráficos, los datos próximos a DC se han eliminado para hacer más visible el contenido de frecuencias medias y más altas. En los gráficos 506, en los que los componentes de frecuencias más altas 508 están en el centro, se puede observar que, cuando la imagen pasa a ser más borrosa, los gráficos 506 se hacen más planos lejos de las esquinas 510 (es decir, hay menos información en las frecuencias

60

65

medias y más altas). Así, comparando el contenido de alta frecuencia se puede identificar la imagen que tiene el mayor enfoque.

Una mejora de este procedimiento es la aplicación de una función de ventanaje armónico (tal como una ventana de Hamming) a la región o regiones de interés antes de la FFT. Además del beneficio típico de la reducción de artefactos armónicos que se consigue con tal operación, esto puede reducir una sensibilidad a la ligera descentración o desplazamiento de la región o regiones que pudiera dar como resultado un movimiento descompensado del ojo. Este beneficio se conseguiría debido a que los datos próximos a la periferia de la región o regiones se atenuarían al máximo por la función de ventanaje.

La figura 10 muestra métricas que se han computado como la integral sobre la FFT desde alguna frecuencia inferior hasta la frecuencia máxima en los datos. Los valores de frecuencia inferior se modificaron para incrementar o reducir la cantidad de datos utilizados para computar la integral. Estas métricas se normalizaron para tener un valor pico de 1,0 en el gráfico proporcionado. Se puede ver claramente que cuando se usan solamente las componentes de frecuencia más alta, la métrica es extremadamente sensible a cantidades incluso menores de borrosidad. Esto permite determinar con precisión el momento en el que el objeto (el ojo) está en el mejor enfoque. Sin embargo, esta métrica no puede utilizarse para discriminar entre imágenes con niveles diferentes pero modestos de borrosidad debido a que el valor llega a ser efectivamente constante después de incluso una pequeña cantidad de borrosidad. Las integrales que incluían frecuencias inferiores muestran diferencias para cada imagen a niveles más altos de borrosidad y así podrían utilizarse para discriminar entre imágenes más borrosas, pero también son menos sensibles para el caso de borrosidad mínima. Por tanto, las métricas óptimas tienen en cuenta este tipo de variación y combinan información de diferentes frecuencias (la integración correcta es sólo uno de muchos procedimientos posibles) de tal modo que puedan utilizarse para discriminar entre niveles grandes y pequeños de borrosidad.

Las figuras 11A, 11B y 11C proporcionan tres imágenes completas 1102, 1104 y 1106 en escala de grises para ilustrar mejor justamente lo pequeña que parece ser la diferencia entre las imágenes óptimamente enfocada y mínimamente borrosas. Esto muestra la sensibilidad extrema de este procedimiento cuando se mira sólo a la información de frecuencias más altas. Asimismo, la figura 11C muestra el caso de máxima borrosidad de estos ejemplos.

El ejemplo presentado en la presente memoria muestra la forma en que los datos post-FFT tiene la información necesaria para facilitar el posicionamiento óptimo del dispositivo con respecto al ojo. Puede conseguirse un posicionamiento inicial óptimo del dispositivo maximizando las métricas de nitidez. Si hay también un intento de visualizar el error de posicionamiento en unidades de longitud, hacer uso de la información durante una intervención para ajustar la distancia del dispositivo al ojo, o interrumpir potencialmente una intervención, puede ser perfectamente necesario entonces una etapa de calibración. Por ejemplo, modificando la distancia del dispositivo al ojo en una pequeña cantidad conocida alrededor de la óptima antes de comenzar la intervención, puede ser posible relacionar la información espectral (post-FFT) con los errores de distancia.

Se lleva a cabo un procedimiento de localización de la pupila realizando unos pocos etapas simples. El algoritmo de software explora primero la imagen para determinar la localización de la región más oscura por medio de la suma de los valores de píxel en un rectángulo 1202 de tamaño apropiado (por ejemplo, 1,5 mm cuadrados). Este rectángulo “ventana” se desliza a continuación a través de la imagen, explorando cada hilera hasta que se ha explorado toda la imagen. La “ventana” con la suma más pequeña se considera la región más oscura de la imagen y, por tanto, la localización aproximada de la pupila 1204. A continuación, el algoritmo explora hacia fuera del centro del rectángulo, buscando un cambio de umbral de valor de píxel a lo largo de “n” líneas radiales para determinar el límite de la pupila. El centro de la pupila se determina a partir de todos los puntos límite de la pupila como se muestra en la figura 12. Una vez que está localizado el centro de la pupila, el dispositivo oftálmico y/o el paciente pueden reubicarse hasta que la pupila 1204 esté situada en el centro del campo de visión, como se muestra en la figura 13.

Las formas de realización de la presente invención abordan sustancialmente desalineaciones asociadas al tratamiento refractivo realizado utilizando un láser, tal como un láser excímero.

El posicionamiento de dispositivos oftálmicos, tal como la alineación del haz láser de corrección de visión por láser, puede emplearse entre pacientes individuales o entre intervenciones asociadas a un paciente individual. Por tanto, el haz láser puede alinearse entre la intervención en un primer ojo del paciente y en su segundo ojo. Pueden surgir otras circunstancias que requieran la realineación del haz láser de corrección de visión por láser, tal como un cambio en la tasa de repetición de impulsos del láser. Esto asegura que el láser esté alineado a la frecuencia con la que puede realizarse la intervención de corrección de la visión por láser.

Las formas de realización de la presente invención proporcionan un sistema que puede hacerse funcionar para posicionar un dispositivo oftálmico con relación a un ojo y que aborda sustancialmente las necesidades identificadas anteriormente así como otras necesidades. Primero, se obtiene una serie de imágenes de un ojo. En esta serie de imágenes, se varía la distancia entre el dispositivo oftálmico y el ojo, mientras que la región de la imagen del ojo permanece sustancialmente igual. Las imágenes son procesadas a continuación para determinar un contenido de alta frecuencia o una función de nitidez asociada a cada imagen. Comparando el contenido de alta frecuencia asociado a cada imagen, se identifica la imagen que tiene la mayor cantidad de contenido de alta frecuencia o la función de más alta nitidez. El contenido de alta frecuencia o la función de nitidez varía con el enfoque de la imagen. Una imagen óptimamente enfocada tendrá la mayor cantidad de contenido de alta frecuencia o la más alta función. Identificando

ES 2 339 486 T3

la imagen asociada al contenido de más altas frecuencias o a la función de nitidez a partir de la serie de imágenes, se identifica la posición o distancia relativa entre el ojo y el dispositivo oftálmico que tiene la mayor cantidad de contenido de alta frecuencia (es decir que está óptimamente enfocada). Esta distancia puede usarse para posicionar el dispositivo oftálmico con relación al ojo del paciente.

5

Las formas de realización de la presente invención proporcionan ventajosamente un mecanismo de alineación precisa y repetible. El tiempo asociado a un ajuste de geometría manual u otra calibración similar se reduce o se elimina ampliamente entre pacientes. Este tiempo de ajuste reducido permite que se realice una alineación entre el tratamiento de ojos de un caso bilateral sin ninguna penalización de tiempo adicional.

10

Adicionalmente, las formas de realización de la presente invención pueden utilizarse para compensar automáticamente las desalineaciones del sistema a consecuencia de una variedad de fuentes sin requerir mecanismos externos. Otros aspectos de la presente invención pueden ayudar a mantener una temperatura de funcionamiento estable dentro del mecanismo de exploración de haz con el fin de reducir fluctuaciones en las prestaciones del sistema. Esta invención puede usarse para ayudar eficientemente a ajustar el enfoque o distancia óptima entre un dispositivo oftálmico y un ojo. En los casos en los que el dispositivo ha motorizado la capacidad que permite el ajuste de la distancia entre el dispositivo y un ojo, las formas de realización de esta invención pueden usarse de una manera de bucle cerrado para ajustar automáticamente la distancia al valor deseado. Cuando no existen tales capacidades automatizadas, las formas de realización de esta invención pueden usarse para generar avisos enviados al cirujano (por ejemplo, a través de una GUI) a fin de ayudar a la operación manual.

15

20

Tal como apreciará un experto ordinario en la materia, el término “sustancialmente” o “aproximadamente”, como puede usarse en la presente memoria, proporciona una tolerancia aceptada por la industria a su correspondiente término. Dicha tolerancia aceptada por la industria oscila desde menos de un uno por ciento a un veinte por ciento y corresponde a, aunque no se limita a ellos, valores de componentes, variaciones de proceso de circuitos integrados, variaciones de temperatura, tiempos de subida y bajada y/o ruido térmico. Como apreciará además un experto ordinario en la materia, el término “funcionalmente acoplado”, como puede usarse en la presente memoria, incluye un acoplamiento directo y un acoplamiento indirecto a través de otro componente, elemento, circuito o módulo en el que, para el acoplamiento indirecto, el componente, elemento, circuito o módulo que interviene no modifica la información de una señal, pero puede ajustar su nivel de corriente, su nivel de voltaje y/o su nivel de potencia. Como apreciará también un experto ordinario en la materia, el acoplamiento inferido (es decir, en el que un elemento está acoplado a otro elemento por inferencia) incluye un acoplamiento directo e indirecto entre dos elementos de la misma manera que en el caso de “funcionalmente acoplado”. Como apreciará además un experto ordinario en la materia, la expresión “se compara favorablemente”, como puede utilizarse en la presente memoria, indica que una comparación entre dos o más elementos, utensilios, señales, etc. proporciona una relación deseada. Por ejemplo, cuando la relación deseada es que la señal 1 tenga una magnitud mayor que la señal 2, puede conseguirse una comparación favorable cuando la magnitud de la señal 1 es mayor que la de la señal 2 o cuando la magnitud de la señal 2 es menor que la de la señal 1.

25

30

35

Aunque se describe con detalle la presente invención, deberá entenderse que pueden realizarse en la misma diversos cambios, sustituciones y alteraciones sin apartarse, por ello, del alcance de la invención según se ha descrito.

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

5 1. Dispositivo oftálmico de corrección de la visión por láser, **caracterizado** porque comprende un sistema de posicionamiento (200), que incluye:

un sistema de recogida de imágenes (202) que puede hacerse funcionar para recoger una serie de imágenes de un ojo, en el que se varía una distancia relativa entre el sistema de recogida de imágenes y el ojo;

10 un sistema de procesamiento (204) acoplado funcionalmente al sistema de recogida de imágenes (202), en el que el sistema de procesamiento (200) puede hacerse funcionar para:

realizar (304) una función de nitidez en cada una de las imágenes recogidas;

15 comparar (306) los resultados de la función de nitidez;

identificar (308) la imagen asociada con la función de más alta nitidez, optimizándose el enfoque de imagen dentro de la imagen que tiene la función de más alta nitidez; e

20 identificar (310) la distancia relativa entre el sistema de recogida de imágenes y el ojo para la imagen asociada con la función de más alta nitidez; y

en el que el sistema de posicionamiento (200) puede funcionar para hacer corresponder (312) una distancia real entre el dispositivo oftálmico y el ojo con la distancia relativa entre el sistema de recogida de imágenes (202) y el ojo para la imagen asociada con la función de más alta nitidez.

30 2. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la función de nitidez determina una cantidad de contenido de alta frecuencia asociado con las imágenes, en el que se optimiza el enfoque de imagen para la imagen que tiene la mayor cantidad de contenido de alta frecuencia.

35 3. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la función de nitidez comprende por lo menos una función seleccionada de entre el grupo constituido por: estimación de la varianza y la amplitud del nivel de grises de la imagen; computación de una diferencia de intensidad entre los píxeles adyacentes; máscaras de detección de bordes estándar; y transformadas de Fourier.

4. Dispositivo según la reivindicación 3, en el que la diferencia de intensidad entre los píxeles adyacentes se computa utilizando una función de diferencia que se define como:

$$40 \quad F = \sum | I(x,y) - I(x,y-1) | + \sum | I(x,y) - I(x,y+1) |$$

45 5. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que el sistema de posicionamiento puede hacerse funcionar para posicionar un dispositivo oftálmico.

6. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que el sistema de posicionamiento puede hacerse funcionar para posicionar un ojo.

50 7. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que el sistema de posicionamiento puede hacerse funcionar para proporcionar realimentación a un cirujano que posiciona manualmente el dispositivo oftálmico con relación al ojo.

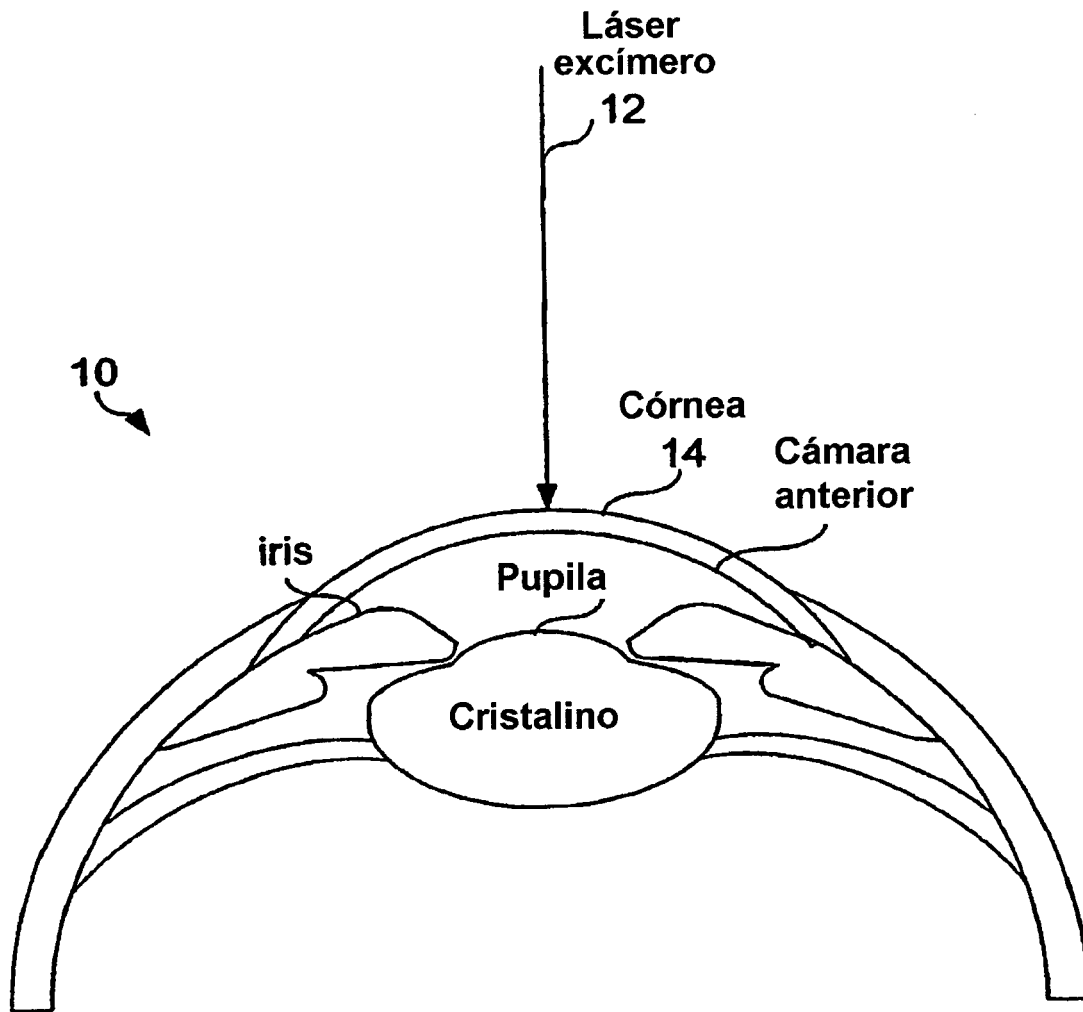
8. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que el sistema de posicionamiento puede hacerse funcionar para ajustar una posición relativa del ojo con un campo de visión del dispositivo oftálmico.

55 9. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la serie de imágenes es de una región del ojo.

10. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la región del ojo comprende un límite del iris.

60

65



TÉCNICA ANTERIOR

FIG. 1

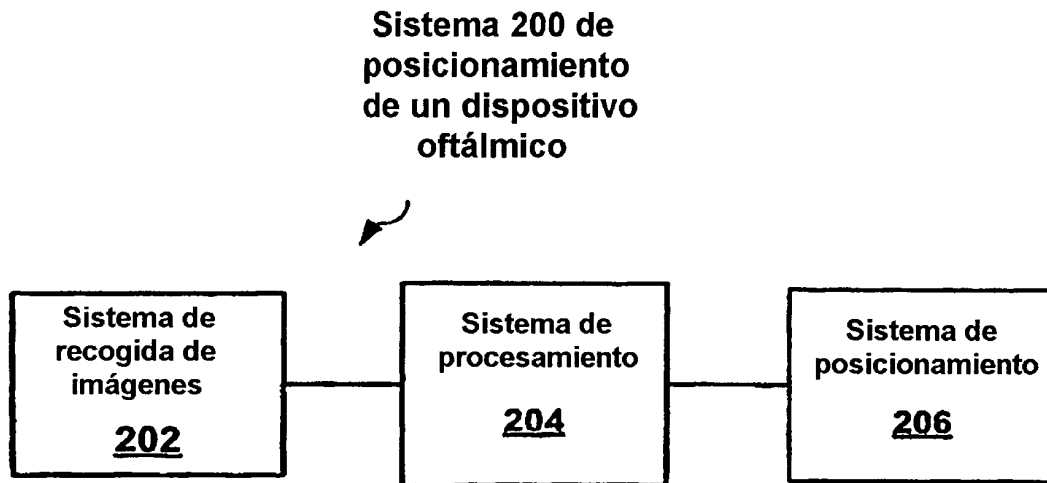


FIG. 2

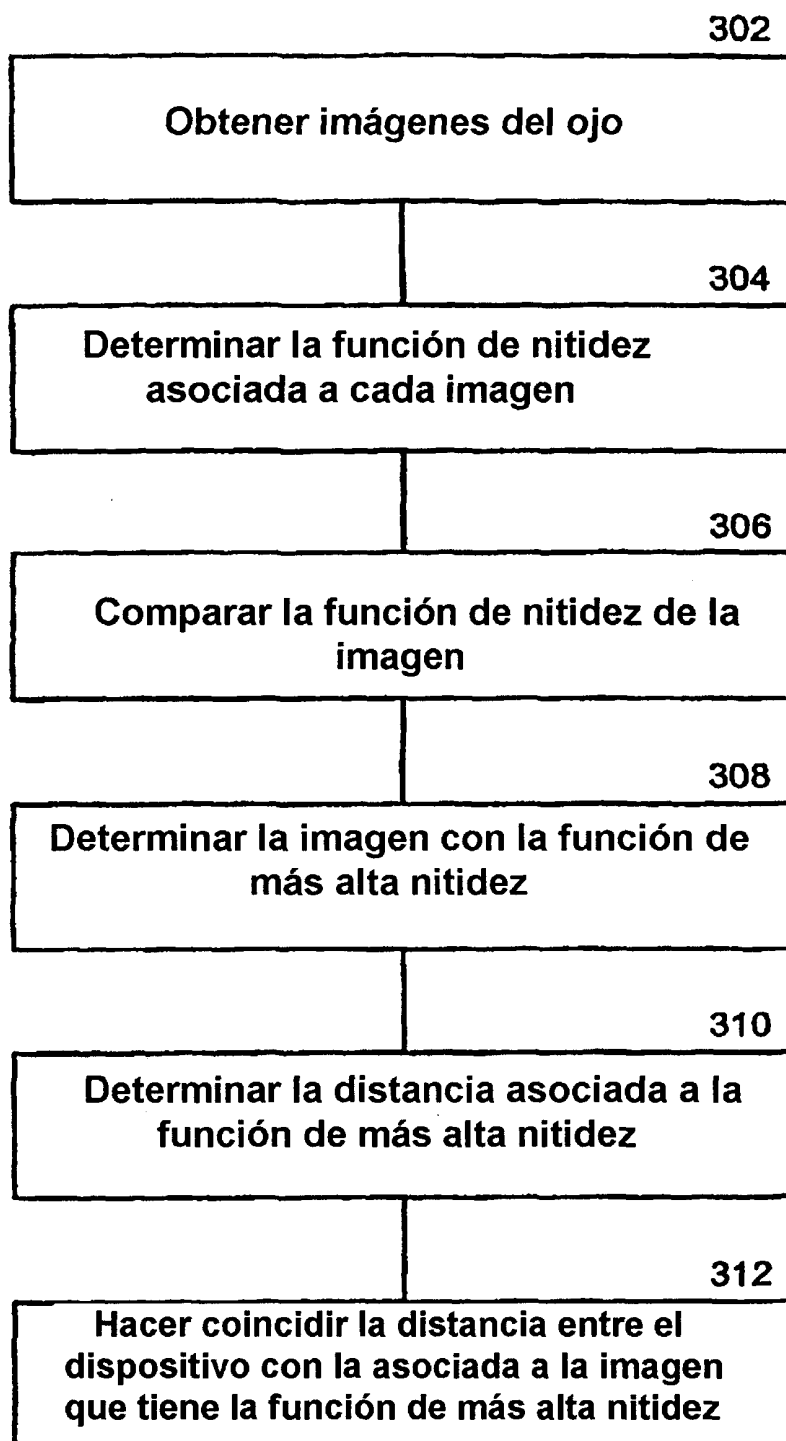


FIG. 3

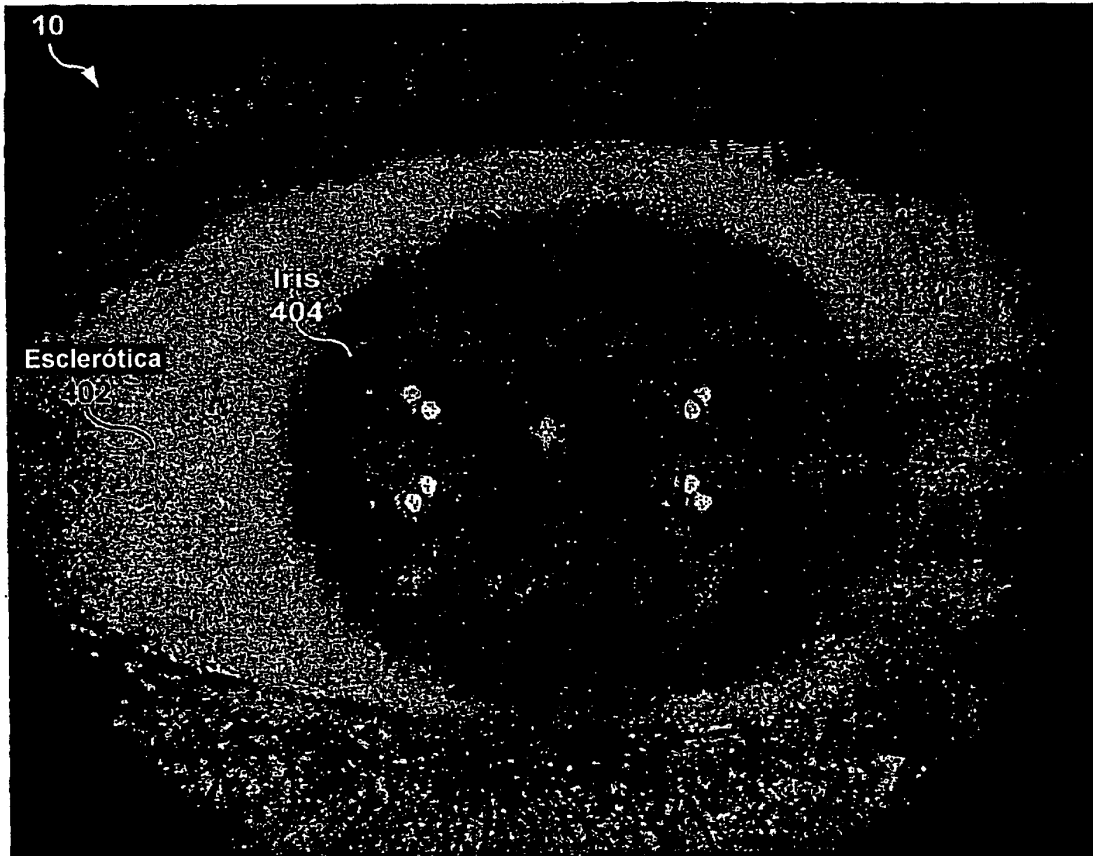


FIG. 4

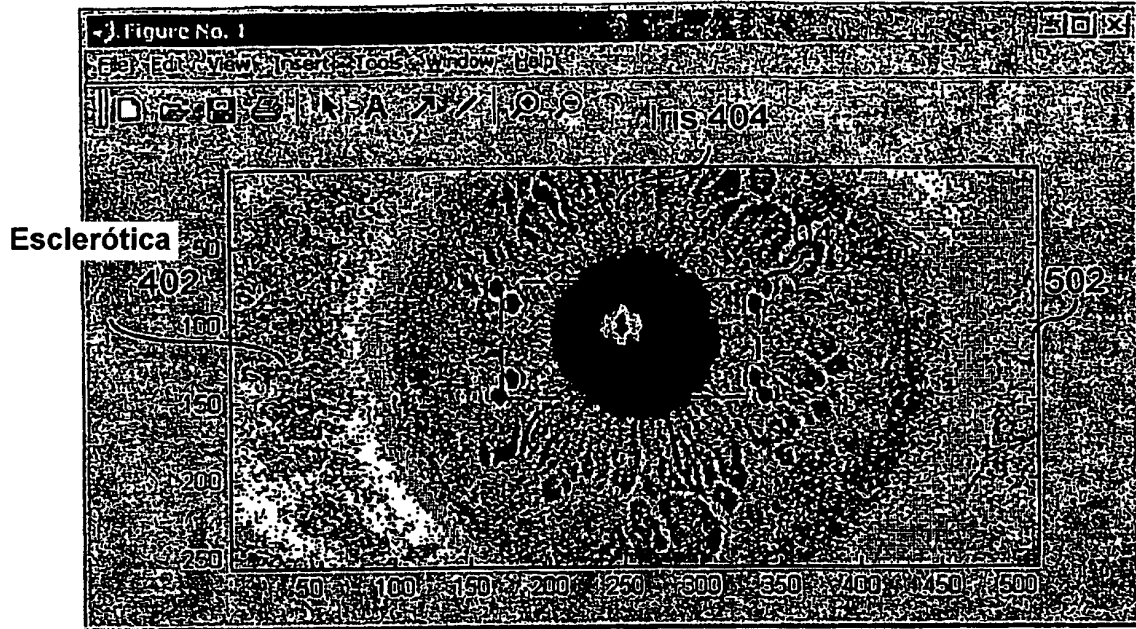


FIG. 5A

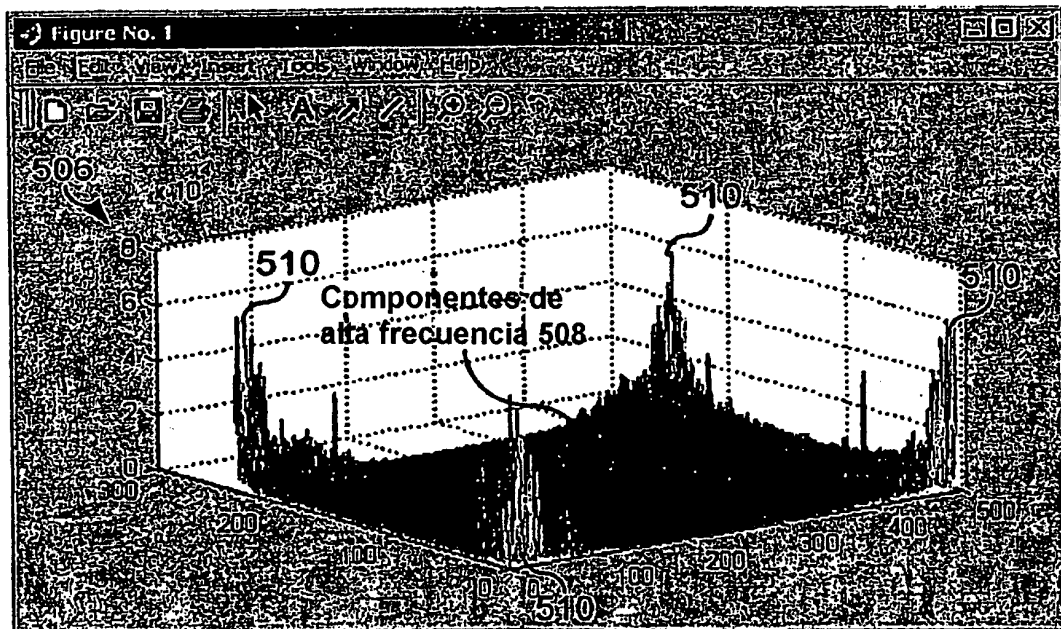


FIG. 5B

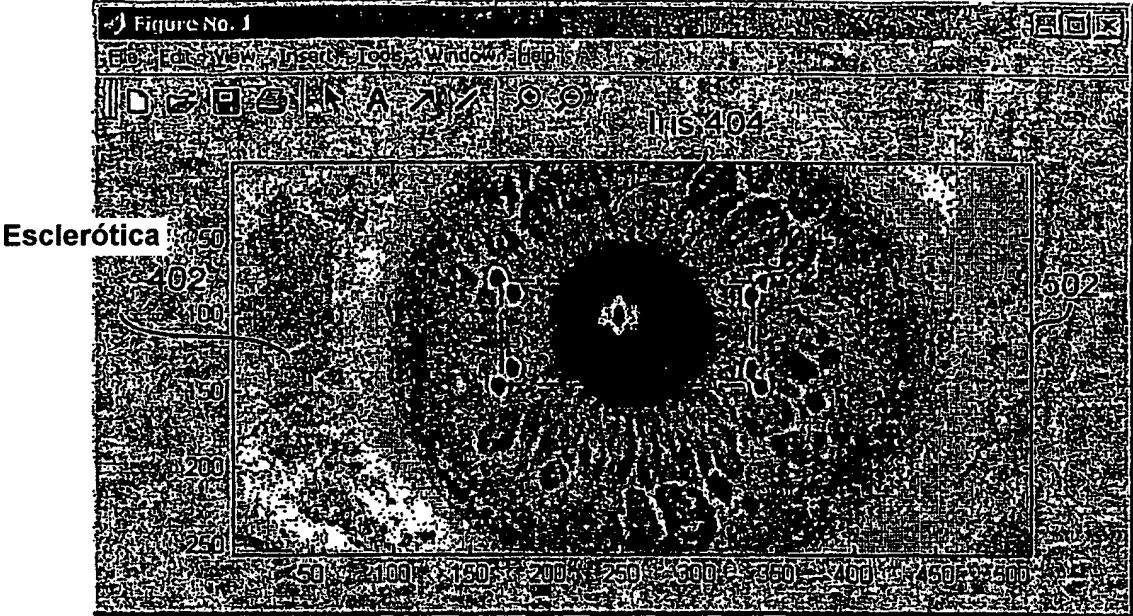


FIG. 6A

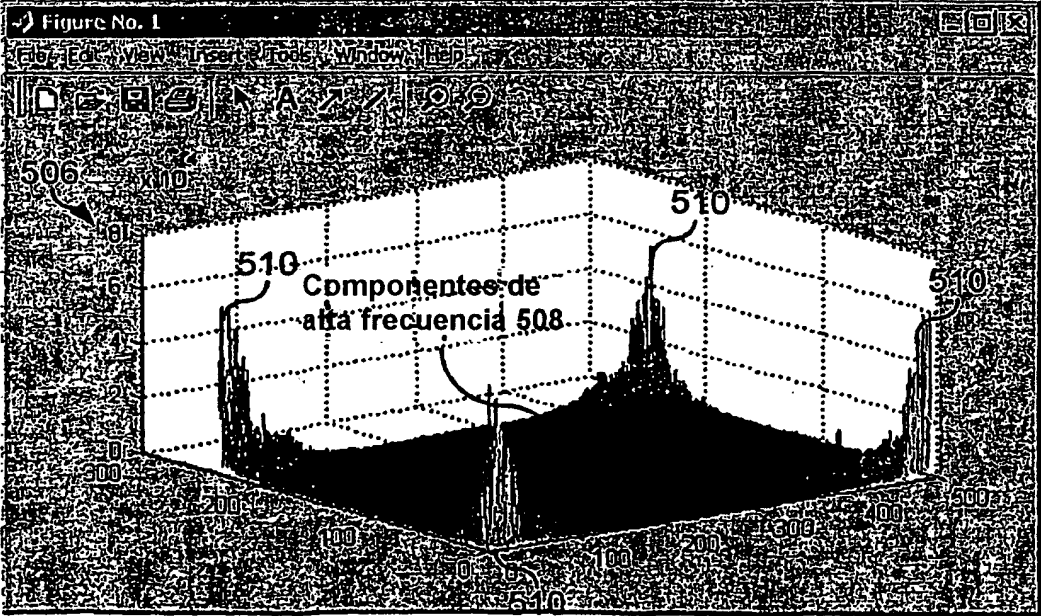


FIG. 6B

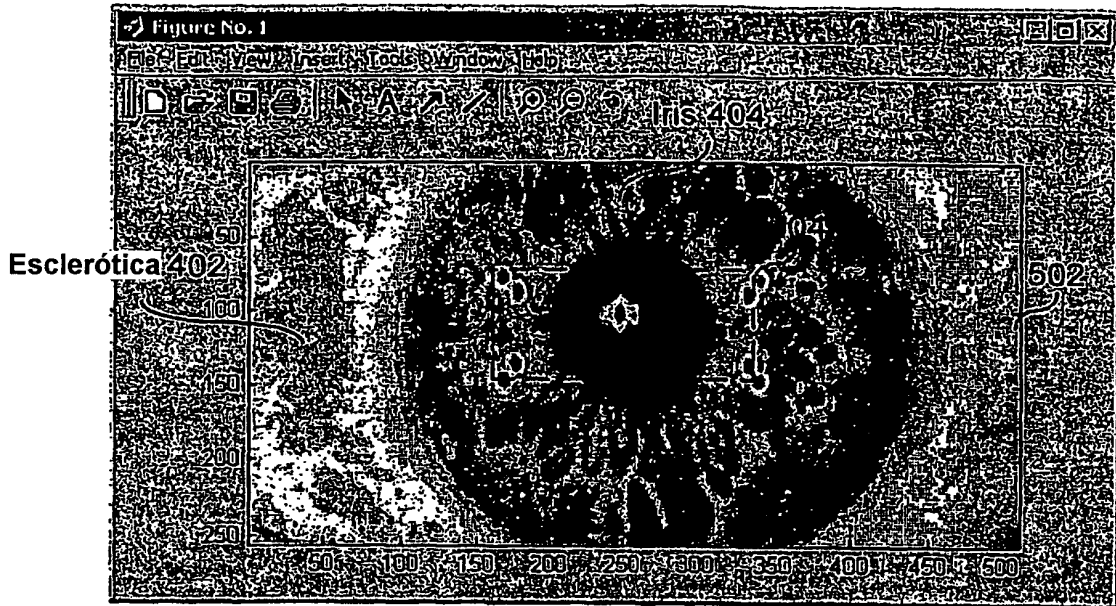


FIG. 7A

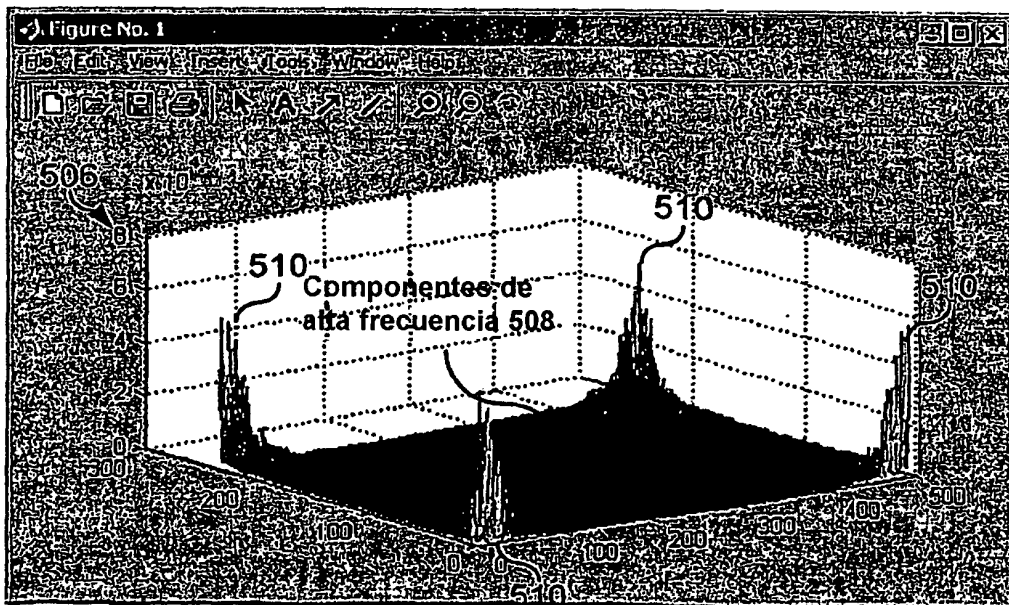


FIG. 7B

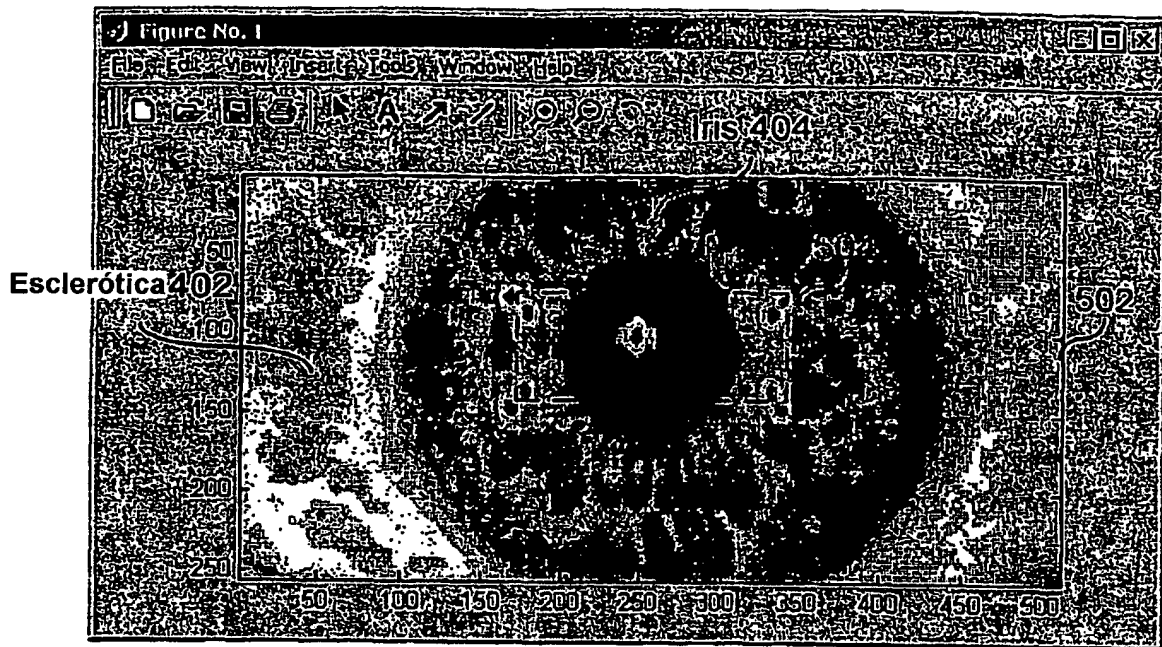


FIG. 8A

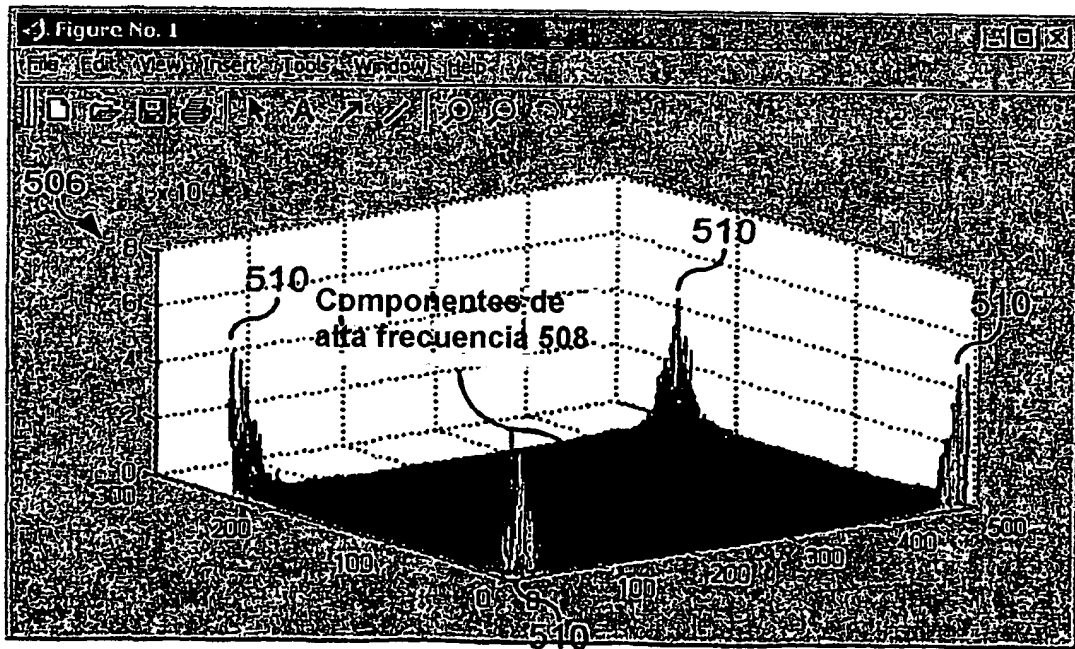


FIG. 8B

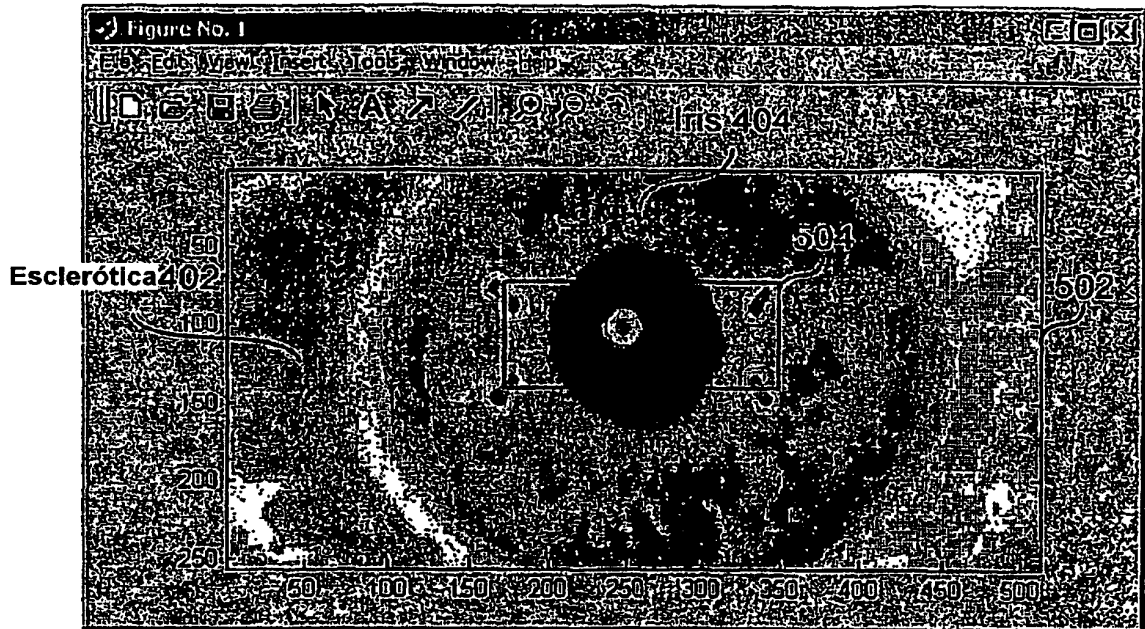


FIG. 9A

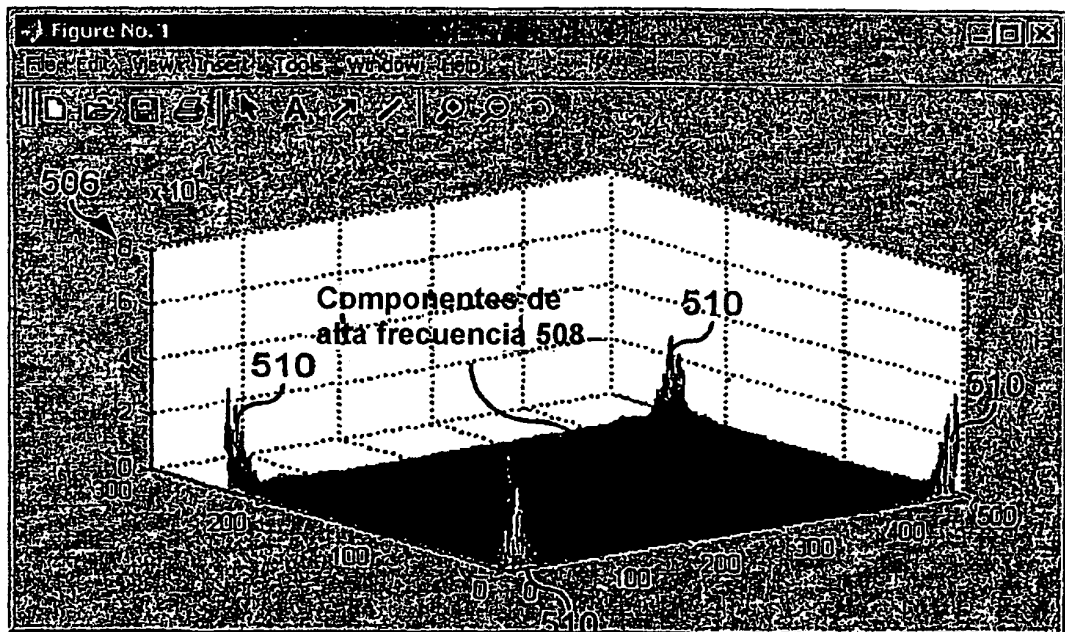


FIG. 9B

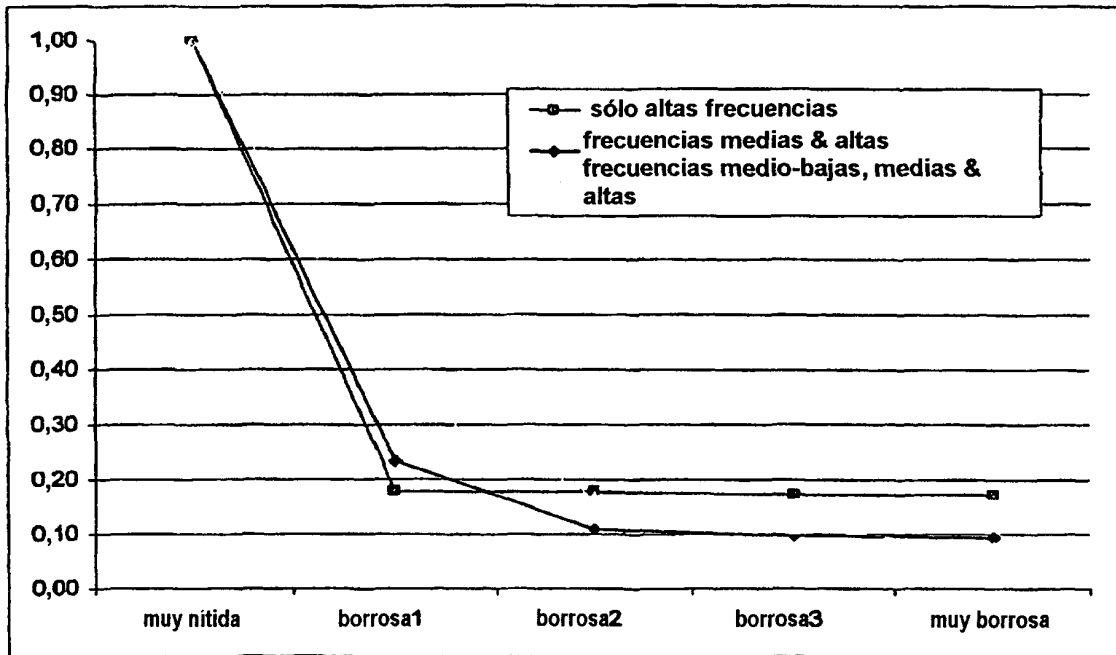
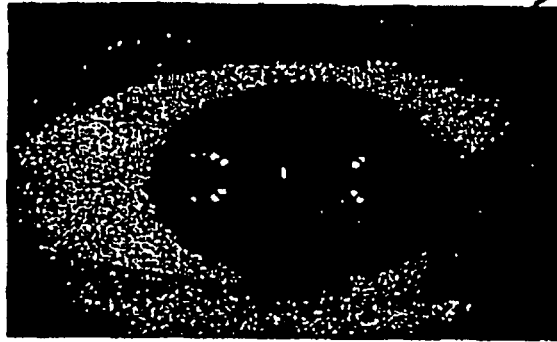
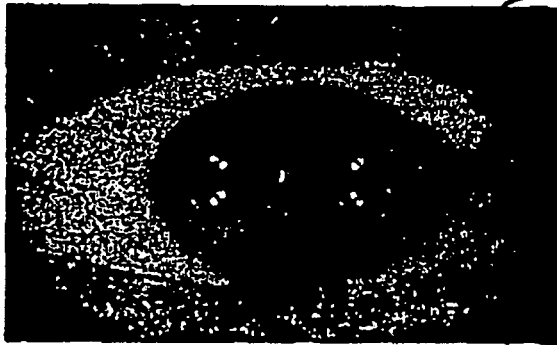


FIG. 10

1102



1104



1106

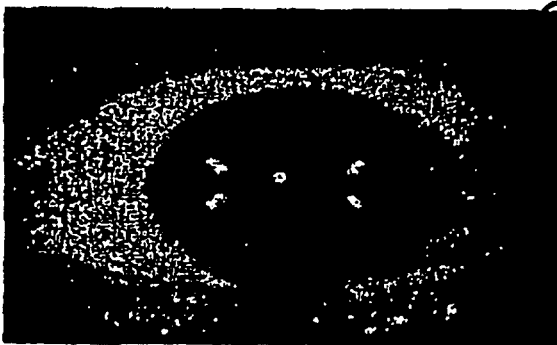


FIG. 11

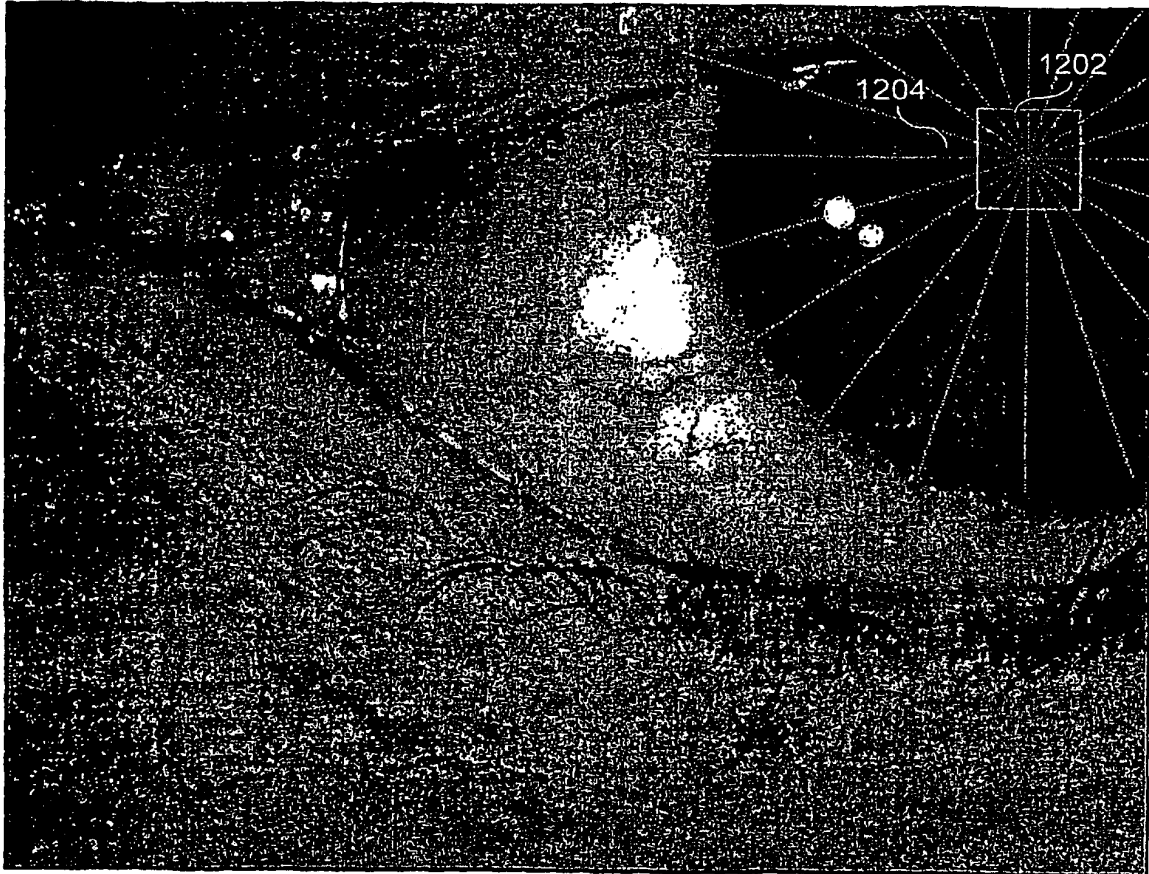


FIG. 12

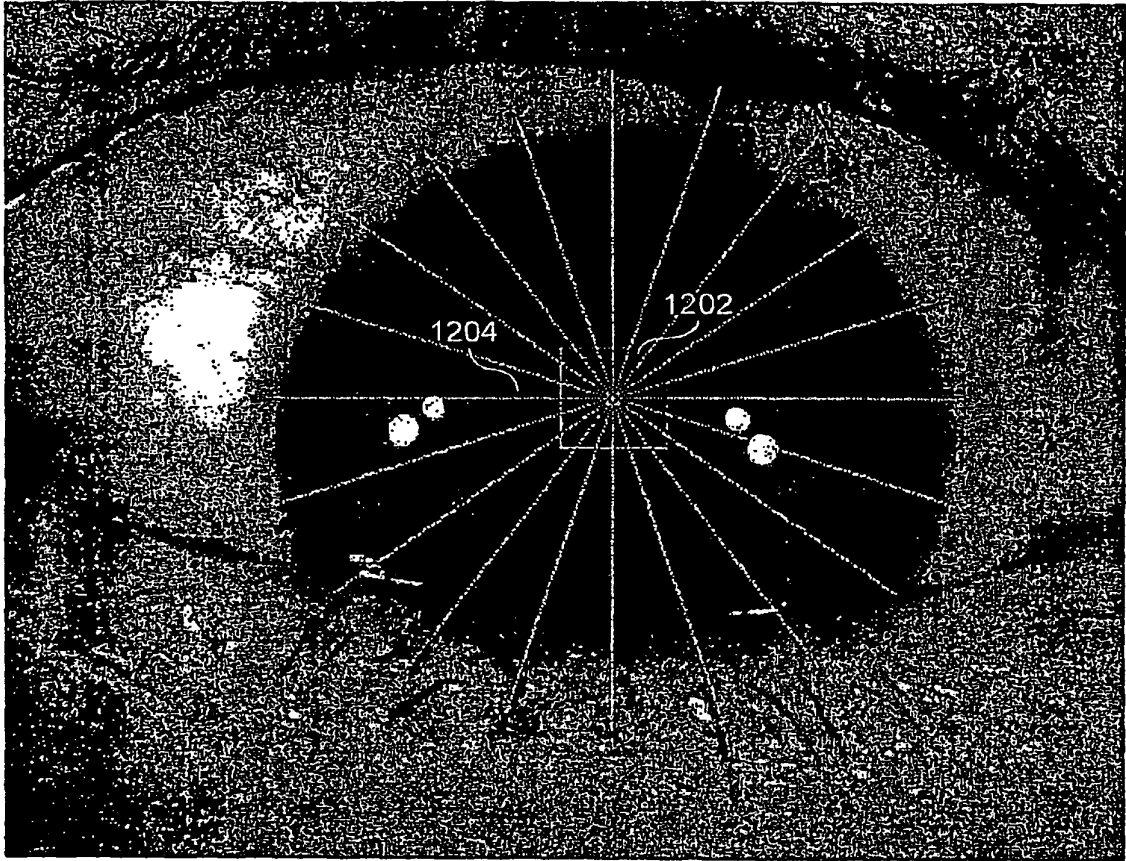


FIG. 13