



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 365 766**

51 Int. Cl.:
A61B 3/12 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
G06T 15/20 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **07824424 .1**
96 Fecha de presentación : **01.11.2007**
97 Número de publicación de la solicitud: **2083671**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **05.08.2009**

54 Título: **Mejoras en lo relativas a la exploración retiniana por barrido.**

30 Prioridad: **09.11.2006 GB 0622325**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
10.10.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
10.10.2011

73 Titular/es: **OPTOS plc.**
Queensferry House Carnegie Business Campus
Queensferry Road
Dunfermline Fife KY11 8GR, GB

72 Inventor/es: **Atkinson, Alastair y**
Mazo, Christophe

74 Agente: **Elzaburu Márquez, Alberto**

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

Mejoras en o relativas a la exploración retiniana por barrido

La presente invención se refiere a un método para producir una imagen tridimensional de al menos una parte de la retina de un ojo y un aparato para ello.

- 5 Las cámaras de fondo de ojo y los oftalmoscopios de exploración por barrido obtienen imágenes bidimensionales de la retina del ojo. Estos sistemas de imagen proyectan la superficie esférica curvada de la retina en una imagen bidimensional.

10 Aunque las imágenes obtenidas mediante estos sistemas tienen alta calidad, están limitadas porque presentan una imagen precisa de la retina sólo en el entorno del eje central del ojo. Las zonas de las que se han tomado imágenes, que estén situadas en el entorno de la retina periférica, aparecen sesgadas de tal modo que es difícil obtener una imagen coherente.

Para el diagnóstico y seguimiento de las enfermedades es importante observar las verdaderas dimensiones de las particularidades retinianas. Por ejemplo, un oftalmólogo puede desear evaluar el tamaño de un tumor canceroso y puede querer vigilar su crecimiento. Esto es difícil de conseguir con imágenes bidimensionales de la retina.

- 15 Es un objeto de la presente invención proporcionar un método para producir una imagen tridimensional de la retina de un ojo y un aparato para llevarlo a cabo que obvie o mitigue uno o más de los inconvenientes que se han citado más arriba.

Esto se resuelve mediante un método y un dispositivo tales como se definen en las reivindicaciones 1 y 10, respectivamente. En las reivindicaciones dependientes se definen realizaciones preferidas.

- 20 El artículo de Bondian y Malandain, "Eye reconstruction and CT-retinography fusion for proton treatment planning of ocular diseases" (Fusión de reconstrucción ocular y retinografía por tomografía computada (CT) para la planificación del tratamiento mediante protones de enfermedades oculares), CVRMED-MRCAS '97, describe el cartografiado de una imagen bidimensional de la retina hacia un modelo tridimensional del ojo.

- 25 El paso de obtener dicha imagen bidimensional de campo amplio de dicha parte de dicha retina puede incluir recibir una imagen grabada con anterioridad de dicha parte de dicha retina.

El paso de obtener dicha imagen bidimensional de campo amplio de dicha parte de dicha retina puede incluir explorar por barrido dicha parte de dicha retina con luz colimada.

- 30 Preferiblemente, dicha imagen bidimensional de campo amplio de dicha parte de dicha retina es modificada mediante cartografiado de una porción de dicha imagen hacia dicha forma tridimensional para dicha parte de dicha retina, con el fin de producir dicha imagen tridimensional de dicha parte de dicha retina.

Preferiblemente, la exploración por barrido de dicha parte de dicha retina con dicha luz colimada incluye:

proporcionar una fuente de dicha luz colimada, un primer elemento de exploración por barrido, un segundo elemento de exploración por barrido y un compensador de barrido;

- 35 utilizar dicha fuente de dicha luz colimada, dichos primer y segundo elementos de exploración por barrido y dicho compensador de barrido en combinación con el fin de proporcionar un barrido bidimensional de luz colimada desde una fuente puntual aparente;

proporcionar un dispositivo de transferencia de barrido que tiene dos focos;

proporcionar dicha fuente puntual aparente en un primer foco de dicho dispositivo de transferencia de barrido y acomodar dicho ojo en dicho segundo foco de dicho dispositivo de transferencia de barrido; y

- 40 utilizar dicho dispositivo de transferencia de barrido para transferir dicho barrido bidimensional de luz colimada desde dicha fuente puntual aparente a dicho ojo con el fin de obtener una imagen bidimensional de campo amplio de dicha parte de dicha retina.

Preferiblemente, dicha forma general es un elipsoide y dicho parámetro puede incluir el eje mayor o eje menor de dicha totalidad de dicha retina.

- 45 Preferiblemente, el paso de calcular la posición de intersección de dicho camino de dicha luz colimada con dicha forma específica de dicha totalidad de dicha retina incluye el paso adicional de determinar la posición de dicha totalidad de dicha retina con relación a una posición ideal de dicha totalidad de dicha retina.

Preferiblemente, dicho cálculo de dicho camino de dicha luz colimada incluye determinar la distorsión de dicha luz colimada producida por dicho compensador de barrido.

Preferiblemente, dicho cálculo de dicho camino de dicha luz colimada incluye determinar la distorsión de dicha luz colimada producida por dicho dispositivo de transferencia de barrido.

Preferiblemente, dicha imagen bidimensional de campo amplio de dicha parte de dicha retina comprende una pluralidad de píxeles.

- 5 Preferiblemente, dicha imagen bidimensional de campo amplio de dicha parte de dicha retina es modificada cartografiando dicha pluralidad de píxeles hacia dicha forma tridimensional para dicha parte de dicha retina con el fin de producir dicha imagen tridimensional de dicha parte de dicha retina.

Preferiblemente, dicho cartografiado de dicha pluralidad de píxeles incluye interpolar datos de imagen contenidos en uno o más de dichos píxeles.

- 10 Preferiblemente, dicho sistema de imagen comprende:

una fuente de luz colimada;
un primer elemento de exploración por barrido;
un segundo elemento de exploración por barrido; y
un compensador de barrido;

- 15 en donde dicha fuente de luz colimada, dichos primer y segundo elementos de exploración por barrido y dicho compensador de barrido se combinan para proporcionar un barrido bidimensional de luz colimada desde una fuente puntual aparente;

- comprendiendo además dicho aparato un dispositivo de transferencia de barrido, en donde dicho dispositivo de transferencia de barrido tiene dos focos y dicha fuente puntual aparente está dispuesta en un primer foco de dicho dispositivo de transferencia de barrido y se acomoda un ojo en un segundo foco de dicho dispositivo de transferencia de barrido, y en donde dicho dispositivo de transferencia de barrido transfiere dicho barrido bidimensional de luz colimada desde dicha fuente puntual aparente a dicho ojo con el fin de obtener una imagen bidimensional de dicha parte de dicha retina.

- 25 A continuación se describirá una realización de la presente invención, sólo a modo de ejemplo, haciendo referencia a los dibujos adjuntos, en los cuales:

la Figura 1 es un esquema óptico de un sistema de imagen que comprende un oftalmoscopio de exploración por barrido, e indica un camino de incidencia desde una fuente de luz colimada del sistema hasta el ojo de un paciente;

la Figura 2 es un diagrama del ojo del paciente que detalla la posición de una fuente puntual aparente del sistema de imagen de la Figura 1 con respecto a la córnea y al cristalino del ojo del paciente; y

- 30 la Figura 3 es un diagrama del ojo del paciente que detalla el camino de la luz colimada desde el sistema de imagen de la Figura 1 hasta la retina del ojo.

- Haciendo referencia a la Figura 1, el sistema de imagen comprende un oftalmoscopio de exploración por barrido 10, que a su vez comprende una fuente de luz colimada 12 que produce luz colimada 13, un primer elemento de exploración por barrido 14, un segundo elemento de exploración por barrido 16, un compensador de barrido 18 y un dispositivo de transferencia de barrido 20.

- La fuente de luz colimada 12 es un láser, y la luz colimada 13 producida por medio de la fuente 12 es un haz de láser. El primer elemento de exploración por barrido 14 es un espejo poligonal que gira a alta velocidad y el segundo elemento de exploración por barrido 16 es un espejo plano que oscila a baja velocidad. El espejo poligonal 14 y el espejo plano oscilante 16 están dispuestos de forma que crean un barrido bidimensional, con la forma del patrón de exploración de cuadrícula, del haz de láser 13.

- El espejo poligonal 14 tiene una pluralidad de facetas, y proporciona una pluralidad de primeros barridos unidimensionales. Al rotar el espejo poligonal 14, cada faceta del espejo poligonal 14 genera un barrido unidimensional vertical del haz de láser 13, que forma un componente de barrido vertical del patrón de exploración por cuadrícula. La Figura 1 ilustra el camino del haz de láser 13 en un barrido unidimensional vertical producido por una faceta del espejo poligonal 14, cuando se hace rotar esta faceta. El camino A es un ejemplo del haz de láser 13 reflejado desde el espejo poligonal 14 al comienzo de la rotación; el camino B es un ejemplo del haz de láser 13 reflejado desde el espejo poligonal 14 en un punto intermedio de la rotación; y el camino C es un ejemplo del haz de láser 13 reflejado desde el espejo poligonal 14 al final de la rotación.

- El espejo plano oscilante 16 proporciona un segundo barrido unidimensional. Al oscilar el espejo plano 16, el espejo genera un barrido unidimensional horizontal del haz de láser 13, que forma un componente de barrido horizontal del patrón de exploración de cuadrícula. Así, el espejo poligonal 14 y el espejo plano oscilante 16 crean juntos un

barrido bidimensional con la forma del patrón de exploración de cuadrícula.

El compensador de barrido 18 es un espejo elipsoidal, que tiene dos focos, y se le denomina "espejo de rendija". Debe entenderse, sin embargo, que el compensador de barrido 18 puede tener una forma alternativa a la que tiene dos focos. El espejo poligonal 14 está situado en un primer foco del espejo de rendija 18 y el espejo plano oscilante 16 está situado en el segundo foco del espejo de rendija 18.

El dispositivo de transferencia de barrido 20 es un espejo esférico con forma de un espejo elipsoidal, que tiene dos focos, y se le denomina "espejo principal". De nuevo debe entenderse, no obstante, que el dispositivo de transferencia de barrido 20 puede tener una forma alternativa a la que tiene dos focos. El espejo plano oscilante 16 también está situado en un primer foco del espejo principal 20. El ojo 22 del paciente está situado en un segundo foco del espejo principal 20.

Así se dirige el haz de láser 13 al ojo 22 del paciente, por medio del espejo poligonal 14, el espejo de rendija 18, el espejo plano oscilante 16 y el espejo principal 20. El espejo poligonal 14, el espejo de rendija 18, y el espejo plano oscilante 16, se combinan para proporcionar el barrido bidimensional del haz de láser 13, con la forma del patrón de exploración de cuadrícula tal como se ha descrito más arriba, desde una fuente puntual aparente situada en el primer foco del dispositivo de transferencia de barrido 20. El barrido del haz de láser 13 está acoplado desde el espejo plano oscilante 16 al ojo 22 del paciente, por el espejo principal 20, y de este modo una parte de la retina del ojo del paciente es explorada por el haz de láser 13.

El barrido del haz de láser 13 es reflejado desde la parte de la retina del ojo 22 del paciente, y es enviado de vuelta a través del oftalmoscopio de exploración por barrido, y se utiliza para producir una imagen de la parte de la retina del paciente. Así, el oftalmoscopio de exploración por barrido 10 obtiene una imagen bidimensional de campo amplio de la parte de la retina.

El espejo de rendija compensador de barrido 18 transfiere el haz de láser 13 desde el espejo poligonal 14 al espejo plano oscilante 16. El espejo de rendija compensador de barrido 18 proporciona una transferencia punto a punto, sin introducir ningún componente traslacional que pudiera provocar que el haz de láser 13 no entrase a través de la pupila del ojo del paciente. De esta forma, el haz de láser 13 parece provenir de una fuente puntual aparente.

Al estar situado el espejo poligonal 14 en el primer foco del espejo de rendija 18, la luz proveniente del espejo poligonal 14 siempre será reflejada a través del segundo foco del espejo de rendija 18, con independencia del ángulo de deflexión de la luz procedente del espejo poligonal 14 en el espejo de rendija 18. De manera similar, al estar el espejo plano oscilante 16 situado también en el primer foco del espejo principal 20, la luz procedente del espejo plano oscilante 16 siempre será reflejada a través del segundo foco del espejo principal 20, con independencia del ángulo de deflexión de la luz procedente del espejo plano oscilante 16. Al estar situado el ojo 22 del paciente en el segundo foco del espejo principal 20, el patrón de exploración de cuadrícula del haz de láser 13 es transmitido sin disrupción a través de la pupila del ojo 22 del paciente.

El espejo de rendija compensador de barrido 18 también actúa como un amplificador del ángulo de barrido. Cada faceta del espejo poligonal 14 produce un barrido unidimensional vertical del haz de láser 13, que comprende un "abanico" de rayos de luz láser. Estos rayos viajan hacia el espejo de rendija 18. Después, los rayos son enfocados en el espejo plano oscilante 16. Dependiendo de la excentricidad del espejo de rendija 18, se producirá una amplificación del ángulo de barrido. Como consecuencia de lo anterior, el oftalmoscopio de exploración por barrido 10 puede ser capaz de producir barridos de hasta 150 grados, por ejemplo 120 grados, 110 grados, 90 grados, 60 grados, 40 grados, de la parte de la retina del ojo 22 del paciente, medidos en el punto pupilar del ojo. Por lo tanto, el oftalmoscopio de exploración por barrido 10 es capaz de obtener imágenes bidimensionales de campo amplio de la retina, o de una parte de la retina.

La imagen bidimensional de campo amplio de la parte de la retina del ojo 22 del paciente producida por el oftalmoscopio de exploración por barrido 10 sufre diversas distorsiones que se producen ocurren tanto en el oftalmoscopio de exploración por barrido 10 como en el ojo del paciente.

Estas distorsiones pueden ser corregidas de la manera siguiente:

(a) Distorsiones del oftalmoscopio de exploración por barrido

Tal como se ha descrito más arriba, el haz de láser 13 es dirigido al ojo 22 del paciente por medio del espejo poligonal 14, el espejo de rendija 18, el espejo plano oscilante 16 y el espejo principal 20. El espejo poligonal 14, el espejo de rendija 18 y el espejo plano oscilante 16 se combinan para proporcionar un barrido bidimensional del haz de láser 13 con la forma de un patrón de exploración de cuadrícula desde una fuente puntual aparente.

Tal como se ilustra en la Figura 1, el haz de láser 13 es barrido a través del espejo de rendija 18 y del espejo principal 20 en la dirección del eje mayor respectivo (es decir, en cada espejo, la línea que une los focos del espejo). El barrido en esta dirección a través del espejo de rendija 18 y el espejo principal 20 introduce una distorsión en el componente de barrido vertical del patrón de exploración de cuadrícula. El efecto producido es que la imagen obtenida desde el oftalmoscopio de exploración por barrido 10 se encuentra sesgada en la dirección vertical.

La distorsión así introducida en la imagen puede ser determinada mediante la creación de un modelo matemático del oftalmoscopio de exploración por barrido 10. El modelo puede ser utilizado para determinar el camino no distorsionado del haz de láser 13 a medida que se propaga a través del oftalmoscopio de exploración por barrido 10, es decir, desde la fuente de luz colimada (láser 12) a la retina del ojo 22 del paciente.

- 5 La diferencia entre el camino medido, es decir distorsionado, del haz de láser 13 y el camino no distorsionado del haz de láser proporciona la distorsión introducida por el espejo de rendija 18 y el espejo principal 20 en la componente de barrido vertical del patrón de exploración de cuadrícula.

Una vez determinada esta distorsión, se puede aplicar una corrección a la imagen de la retina para eliminar sustancialmente los efectos de esta distorsión sobre la imagen de la retina. Al ser esta distorsión específica del oftalmoscopio de exploración por barrido 10, se puede aplicar la misma corrección a todas las imágenes obtenidas por el mismo.

La verificación de la corrección aplicada a la imagen bidimensional de campo amplio de la retina puede confirmarse tomando una imagen de referencia (por ejemplo una retícula). La imagen de la retícula obtenida mediante el oftalmoscopio de exploración por barrido 10 sin aplicar corrección alguna estará distorsionada en dirección vertical. Una vez aplicada la corrección, la retícula aparecerá en la imagen sustancialmente idéntica a la retícula real.

(b) Distorsiones del ojo

Tal como se ha descrito más arriba, el patrón de exploración de cuadrícula bidimensional del haz de láser 13 es transmitido a través de la pupila del ojo 22 del paciente. Para lograrlo, la fuente puntual aparente del patrón de exploración de cuadrícula está situada en el primer foco del espejo principal 20 y la pupila del ojo está situada en el segundo foco del espejo principal 20. Esto es esencialmente lo mismo que transferir la fuente puntual aparente desde el primer punto focal del espejo principal 20 al punto pupilar del ojo 22 del paciente. Por lo tanto, se puede considerar que la fuente puntual aparente está situada en el punto pupilar del ojo 22 del paciente. Tal como se ilustra en la Figura 2, la fuente puntual aparente 24 está situada entre la córnea 26 y el cristalino 28 del ojo 22 del paciente.

25 Cuando el haz de láser 13 entra en el ojo 22 del paciente, sufre refracción por la córnea 26 y por el cristalino 28 del ojo 22 del paciente. Esto introduce una distorsión en la imagen obtenida por el oftalmoscopio de exploración por barrido 10. En este caso la distorsión provoca que la imagen esté distorsionada tanto en dirección vertical como en dirección horizontal. La distorsión es una combinación de la refracción del haz de láser 13 por la córnea 26 y por el cristalino 28.

La distorsión introducida en la imagen puede ser determinada creando un modelo matemático del ojo 22 del paciente, y determinando el camino no distorsionado del haz de láser 13 desde el espejo principal 20 hasta la retina. El camino del haz de láser 13 a través de la córnea 26 y a través del cristalino 28 se determina para todo el patrón de exploración de cuadrícula bidimensional.

La determinación del camino no distorsionado del haz de láser 13 se basa en una aproximación del índice de refracción de la córnea 26, del cristalino 28, del humor vítreo 32 y del humor acuoso 32a y en el conocimiento de los ángulos de entrada del haz de láser 13 en el ojo 22 del paciente.

La diferencia entre el camino no distorsionado del haz de láser 13 y el camino distorsionado o medido proporciona la distorsión introducida por la córnea 26 y el cristalino 28 del ojo del paciente en la imagen obtenida en el oftalmoscopio de exploración por barrido 10.

Una vez que se ha determinado esta distorsión, se puede aplicar una corrección a la imagen de la retina para eliminar sustancialmente los efectos de esta distorsión en la imagen de la retina.

Lo que antecede ha descrito cómo se puede obtener una imagen de la retina bidimensional de campo amplio que ha sido corregida para tener en cuenta las distorsiones que tienen lugar en el oftalmoscopio de exploración por barrido 10 y en el ojo 22 del paciente. Esta imagen se puede usar como base para crear una imagen tridimensional de una parte de la retina.

Una vez que se ha obtenido la imagen bidimensional de campo amplio de la retina, es necesario determinar una forma tridimensional para la parte de la retina de la que se ha tomado la imagen, es decir, la parte de la retina explorada mediante el haz de láser 13.

La forma de la parte de la retina explorada por el haz de láser 13 puede ser determinada asignando primeramente una forma a la totalidad de la retina del paciente. Típicamente, la forma asignada es una forma general, de la que se sabe que se aproxima a la forma de un ojo, por ejemplo un elipsoide. Después, la forma elipsoidal asignada puede ser modificada con el fin de proporcionar una forma elipsoidal específica para la totalidad de la retina del paciente, midiendo los ejes mayor y/o menor del ojo del paciente y utilizando las medidas para modificar la forma elipsoidal asignada, con el fin de obtener la forma elipsoidal específica para la totalidad de la retina del paciente. Así, la forma elipsoidal específica para la totalidad de la retina del paciente puede ser representada mediante una ecuación matemática modificada del elipsoide asignado.

Una vez que se ha determinado la forma de la totalidad de la retina del paciente, es necesario identificar la posición de la parte de la retina explorada mediante el haz de láser 13 con respecto a la totalidad de la retina del paciente. Esto se puede conseguir determinando el camino del barrido del haz de láser 13, y calculando la posición de cada intersección del haz de láser 13 con la forma elipsoidal específica para la totalidad de la retina del paciente.

- 5 La posición de cada intersección del barrido del haz de láser y la retina del paciente puede ser calculada creando un modelo matemático del camino del haz de láser 13 dentro del ojo 22 del paciente. El modelo matemático incluye la ecuación matemática modificada del elipsoide asignado, es decir, incluye la forma elipsoidal específica de la totalidad de la retina del paciente. El modelo matemático del haz de láser 13 dentro del ojo 22 del paciente puede incluir también un componente de desplazamiento posicional del ojo 22 del paciente, que representa la diferencia entre la posición real del ojo 22 del paciente y una posición ideal del ojo del paciente con respecto al oftalmoscopio de exploración por barrido 10. La posición real del ojo 22 del paciente se puede obtener utilizando un análisis de imagen digital para detectar la posición de la mácula y del disco óptico. Esto tendrá en cuenta, por ejemplo, la inclinación de la cabeza del paciente con relación al oftalmoscopio 10.

- 15 La Figura 3 ilustra el camino del haz de láser 13 desde el oftalmoscopio de exploración por barrido (no mostrado), a través del ojo del sujeto y hasta la retina 30. Hay que señalar que sólo se ha ilustrado la refracción del haz de láser 13 por la córnea 26, y para mayor claridad se han omitido la refracción del haz de láser 13 por el cristalino 28 (no mostrado), por el humor acuoso 32 y por el humor vítreo 32a.

- 20 El haz de láser 13 entra en el ojo a través de la córnea 26 con un ángulo α_{out} en la dirección del eje z (vertical), y con un ángulo θ_{out} en la dirección del eje x (horizontal). El haz de láser 13 es refractado por la córnea 26 y el cristalino 28, tal como se ha descrito más arriba. Así, el haz de láser 13 pasa a través del humor vítreo 32 del ojo con un ángulo α_{in} en la dirección del eje z (vertical), y con un ángulo θ_{in} en la dirección del eje x (horizontal). En la Figura 3 se muestra un ejemplo de ello.

- 25 Entonces se puede calcular la posición de cada intersección, marcada con "M", del haz de láser y la retina del paciente 30. El cálculo se basa en el conocimiento de los ángulos α_{in} y θ_{in} para el patrón de exploración de cuadrícula y la ecuación matemática modificada del elipsoide asignado, es decir, la forma elipsoidal específica de la totalidad de la retina 30 del paciente. Se calcula la posición de cada intersección del haz de láser 13 y la retina del paciente 30 a lo largo de toda la exploración de cuadrícula. Esto determina la posición de la parte de la retina que ha sido explorada mediante el haz de láser 13 con respecto a la totalidad de la retina 30 del paciente.

- 30 El conocimiento de la forma de la totalidad de la retina 30 del paciente y de la posición de la parte de la retina explorada por el haz de láser 13 con relación a la totalidad de la retina 30 del paciente, permite determinar la forma tridimensional de la parte de la retina.

Lo que antecede describe un método para obtener una imagen bidimensional de campo amplio de una parte de la retina, y un método para determinar una forma tridimensional de la parte de la retina a la que se refiere la imagen. Una vez que se conocen éstas, es posible producir una imagen tridimensional de la parte de la retina.

- 35 Se puede producir una imagen tridimensional de la parte de la retina utilizando la forma tridimensional de dicha parte de la retina para modificar la imagen bidimensional de campo amplio de la parte de la retina. La imagen bidimensional de campo amplio de la parte de la retina puede ser modificada cartografiando porciones de la imagen bidimensional hacia la forma tridimensional de la parte de la retina. Es decir, para cada porción de la imagen bidimensional, la posición de la porción de la imagen es cartografiada hacia su correspondiente posición de origen sobre la forma tridimensional. Las posiciones de origen sobre la forma tridimensional son conocidas, ya que están definidas por los ángulos α_{in} y θ_{in} del patrón de exploración de cuadrícula, tal como se ha descrito más arriba. La imagen tridimensional de la parte de la retina así producida es una representación precisa de la parte de la retina 30 del paciente.

- 45 El método de la presente invención obvia o mitiga los inconvenientes de propuestas anteriores. La imagen tridimensional de la parte de la retina está basada en una imagen bidimensional de campo amplio de la parte de la retina. Tal como se ha descrito más arriba, la imagen bidimensional se obtiene en un único proceso de exploración por barrido y puede cubrir hasta 150 grados de la retina (medidos desde el punto pupilar). Por lo tanto, la imagen tridimensional es una imagen "de una pieza" que cubre una área extraordinariamente amplia de la retina 30.

- 50 Además, la imagen tridimensional de la parte de la retina facilita la medida absoluta de características retinianas. Al ser conocida la forma tridimensional de la parte de la retina, se puede calcular fácilmente la distancia entre dos puntos retinianos (por ejemplo M_1 y M_2). Esto resulta extraordinariamente beneficioso para el diagnóstico de enfermedades y su seguimiento, ya que se puede determinar con precisión, por ejemplo, el tamaño y el crecimiento de un tumor canceroso.

- 55 Por otra parte, puesto que se ha calculado la posición de la parte de la retina de la cual se ha tomado la imagen, con relación a un modelo retiniano específico para el paciente, se conoce la posición de la parte de la retina de la cual se ha tomado la imagen con respecto a la totalidad de la retina 30 del paciente. Ello resulta extraordinariamente ventajoso en el tratamiento de, por ejemplo, un tumor canceroso, ya que asegura que el tratamiento pueda ser aplicado a la parte correcta de la retina.

Se pueden realizar modificaciones y mejoras de lo que precede, sin salir del alcance de la presente invención.

Por ejemplo, debe entenderse que la imagen bidimensional de campo amplio de la retina puede ser una imagen "pixelada", en la cual cada "píxel" (acrónimo del inglés "picture element", elemento de imagen) tenga una posición de origen correspondiente sobre la forma tridimensional de la parte de la retina de la cual se ha tomado la imagen. Con una imagen pixelada, cada píxel puede ser cartografiado hacia su correspondiente posición sobre la forma tridimensional. Sin embargo, para ayudar al proceso de tratamiento de los datos, es posible cartografiar un número menor de píxeles "de referencia" hacia la imagen tridimensional e interpolar los datos de la imagen entre los píxeles "de referencia".

Además, la imagen tridimensional de la parte de la retina puede ser recibida por un módulo de visualización gráfica, y se puede utilizar éste para panoramizar, ampliar y rotar la imagen tridimensional de la parte de la retina. Ello resulta especialmente útil ya que permite al usuario (por ejemplo un oftalmólogo) ver la imagen desde distintas posiciones.

Por otra parte, aunque en lo que antecede se ha descrito una imagen bidimensional de campo amplio, corregida, de la parte de la retina como constitutiva de la base de la imagen tridimensional, debe entenderse que se puede utilizar una imagen bidimensional de campo amplio no corregida, por ejemplo en aplicaciones donde sean aceptables las distorsiones introducidas por el oftalmoscopio de exploración por barrido 10 y/o el ojo 22 del paciente.

También debe entenderse que la imagen bidimensional puede ser corregida parcialmente corrigiendo cualquier combinación de distorsiones introducidas por el oftalmoscopio de exploración por barrido 10, el espejo de rendija 18, el espejo principal 20, o el ojo 22 del paciente.

Además, debe entenderse que la corrección de las distorsiones introducidas por el oftalmoscopio de exploración por barrido 10 y el ojo 22 del paciente puede ser aplicada cuando se modifique la imagen bidimensional de campo amplio con la forma tridimensional de la parte de la retina de la cual se ha tomado la imagen, es decir, se pueden aplicar las correcciones cuando las porciones de la imagen bidimensional de campo amplio de la retina son cartografiadas hacia la forma tridimensional, obteniéndose así una imagen tridimensional corregida de la imagen de la retina.

Por otra parte, aunque en lo que antecede se han descrito pasos concernientes a la obtención de una imagen bidimensional de campo amplio de una parte de la retina y el uso de esta imagen para producir una imagen tridimensional, debe entenderse que el método también es aplicable a cualquier imagen de campo amplio de una parte de la retina, por ejemplo una imagen previamente grabada de la retina.

Además, aunque en lo que antecede se ha descrito la determinación del camino del haz de láser 13 basada en una aproximación del índice de refracción de la córnea 26, del cristalino 28, del humor vítreo 32 y del humor acuoso 32a y en el conocimiento de los ángulos de entrada del haz de láser 13, debe entenderse que la determinación también puede tener en consideración la forma de la superficie de la córnea 26 y del cristalino 28. Esto proporciona una determinación más precisa de la distorsión. Además, en vez de utilizar una aproximación fija del índice de refracción de la córnea 26 y del cristalino 28, la determinación puede utilizar un índice de refracción que sea función del ángulo de entrada del haz de láser.

Por otra parte, aunque en lo que antecede se ha descrito la imagen tridimensional de la parte de la retina como obtenida a través del cartografiado de la imagen bidimensional de la parte de la retina hacia la forma tridimensional de la parte de la retina, debe entenderse que es posible que sólo una porción de la imagen sea cartografiada hacia la forma tridimensional. Además, debe entenderse que es posible que sólo sea determinada una porción de la forma tridimensional de la parte de la retina.

REIVINDICACIONES

1. Un método para producir una imagen tridimensional de al menos una parte de la retina de un ojo (22) que comprende los pasos de:

obtener una imagen bidimensional de dicha parte de dicha retina;

5 determinar una forma tridimensional para dicha parte de dicha retina;

y

utilizar la forma tridimensional para dicha parte de dicha retina, para modificar dicha imagen bidimensional con el fin de producir una imagen tridimensional de dicha parte de dicha retina,

10 caracterizado porque la imagen bidimensional de dicha parte de dicha retina es una imagen de campo amplio de dicha parte de dicha retina, y

el paso de determinar dicha forma tridimensional para dicha parte de dicha retina incluye los pasos de:

asignar una forma a la totalidad de dicha retina;

identificar la posición de dicha parte de dicha retina con respecto a dicha totalidad de dicha retina; y

15 utilizar dicha forma asignada y dicha posición de dicha parte de dicha retina para determinar dicha forma tridimensional para dicha parte de dicha retina, y

en donde el paso de asignar una forma a dicha totalidad de dicha retina incluye seleccionar una forma general que se aproxime a la forma de un ojo (22) y medir al menos un parámetro de dicha retina, y utilizar dicho al menos un parámetro para modificar dicha forma general con el fin de obtener una forma específica de dicha totalidad de dicha retina de dicho ojo, y asignar dicha forma específica a dicha totalidad de dicha retina, y

20 en donde el paso de identificar dicha posición de dicha parte de dicha retina con respecto a dicha totalidad de dicha retina incluye:

determinar un camino de luz colimada (13) utilizada para obtener dicha imagen bidimensional de campo amplio de dicha parte de dicha retina; y

25 calcular la posición de intersección de dicho camino de dicha luz colimada (13) con dicha forma específica de dicha totalidad de dicha retina, y

en donde el paso de determinar dicho camino de dicha luz colimada (13) incluye calcular dicho camino de dicha luz colimada (13) desde una fuente de luz colimada (12) hasta dicha retina, y

en donde dicho cálculo de dicho camino de dicha luz colimada (13) incluye determinar la distorsión de dicha luz colimada (13) producida por la córnea de dicho ojo (22) y/o el cristalino (28) de dicho ojo (22).

30 2. Un método para producir una imagen tridimensional de al menos una parte de la retina de un ojo según la reivindicación 1, en donde el paso de obtener dicha imagen bidimensional de campo amplio de dicha parte de dicha retina incluye explorar por barrido dicha parte de dicha retina con luz colimada (13) y en donde la exploración por barrido de dicha parte de dicha retina incluye:

35 proporcionar una fuente de dicha luz colimada (12), un primer elemento de exploración por barrido (14), un segundo elemento de exploración por barrido (16) y un compensador de barrido (18);

utilizar dicha fuente de dicha luz colimada (12), dichos primer y segundo elementos de exploración por barrido (14, 16) y dicho compensador de barrido (18) en combinación con el fin de proporcionar un barrido bidimensional de luz colimada desde una fuente puntual aparente;

proporcionar un dispositivo de transferencia de barrido (20) que tiene dos focos;

40 proporcionar dicha fuente puntual aparente en un primer foco de dicho dispositivo de transferencia de barrido (20) y acomodar dicho ojo (22) en dicho segundo foco de dicho dispositivo de transferencia de barrido (20); y

utilizar dicho dispositivo de transferencia de barrido (20) para transferir dicho barrido bidimensional de luz colimada desde dicha fuente puntual aparente a dicho ojo (22) con el fin de obtener una imagen bidimensional de campo amplio de dicha parte de dicha retina.

45 3. Un método para producir una imagen tridimensional de al menos una parte de la retina de un ojo (22) según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde dicha imagen bidimensional de campo amplio de dicha parte de dicha retina es modificada mediante cartografiado de una porción de dicha imagen hacia dicha forma

tridimensional para dicha parte de dicha retina, con el fin de producir dicha imagen tridimensional de dicha parte de dicha retina.

4. Un método para producir una imagen tridimensional de al menos una parte de la retina de un ojo (22) según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde el paso de calcular la posición de intersección de dicho camino de dicha luz colimada (13) con dicha forma específica de dicha totalidad de dicha retina incluye el paso adicional de determinar la posición de dicha totalidad de dicha retina con relación a una posición ideal de dicha totalidad de dicha retina.

5. Un método para producir una imagen tridimensional de al menos una parte de la retina de un ojo (22) según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde dicho cálculo de dicho camino de dicha luz colimada (13) incluye determinar la distorsión de dicha luz colimada (13) producida por dicho compensador de barrido (18).

6. Un método para producir una imagen tridimensional de al menos una parte de la retina de un ojo (22) según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde dicho cálculo de dicho camino de dicha luz colimada (13) incluye determinar la distorsión de dicha luz colimada (13) producida por dicho dispositivo de transferencia de barrido (20).

7. Un método para producir una imagen tridimensional de al menos una parte de la retina de un ojo (22) según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde dicha imagen bidimensional de campo amplio de dicha parte de dicha retina comprende una pluralidad de píxeles.

8. Un método para producir una imagen tridimensional de al menos una parte de la retina de un ojo (22) según la reivindicación 7, en donde dicha imagen bidimensional de campo amplio de dicha parte de dicha retina es modificada cartografiando dicha pluralidad de píxeles hacia dicha forma tridimensional para dicha parte de dicha retina con el fin de producir dicha imagen tridimensional de dicha parte de dicha retina.

9. Un método para producir una imagen tridimensional de al menos una parte de la retina de un ojo (22) según la reivindicación 8, en donde dicho cartografiado de dicha pluralidad de píxeles incluye interpolar datos de imagen contenidos en uno o más de dichos píxeles.

10. Un aparato para producir una imagen tridimensional de al menos una parte de la retina de un ojo (22) que comprende:

un sistema de imagen (10) adaptado para proporcionar una imagen bidimensional de campo amplio de dicha parte de dicha retina;

un módulo de determinación de forma tridimensional adaptado para determinar una forma tridimensional para dicha parte de dicha retina; y

un módulo de modificación de imagen bidimensional adaptado para modificar dicha imagen bidimensional de campo amplio de dicha parte de dicha retina utilizando dicha forma tridimensional para producir una imagen tridimensional de dicha parte de dicha retina,

en donde el módulo de determinación de forma tridimensional está adaptado para:

asignar una forma a la totalidad de dicha retina;

identificar la posición de dicha parte de dicha retina con respecto a dicha totalidad de dicha retina; y

utilizar dicha forma asignada y dicha posición de dicha parte de dicha retina para determinar dicha forma tridimensional para dicha parte de dicha retina, y

en donde la asignación de una forma a dicha totalidad de dicha retina incluye seleccionar una forma general que se aproxime a la forma de un ojo (22) y medir al menos un parámetro de dicha retina, y utilizar dicho al menos un parámetro para modificar dicha forma general con el fin de obtener una forma específica de dicha totalidad de dicha retina de dicho ojo, y asignar dicha forma específica a dicha totalidad de dicha retina, y

en donde la identificación de dicha posición de dicha parte de dicha retina con respecto a dicha totalidad de dicha retina incluye:

determinar un camino de luz colimada (13) utilizada para obtener dicha imagen bidimensional de campo amplio de dicha parte de dicha retina; y

calcular la posición de intersección de dicho camino de dicha luz colimada (13) con dicha forma específica de dicha totalidad de dicha retina, y

en donde la determinación de dicho camino de dicha luz colimada (13) incluye calcular dicho camino de dicha luz colimada (13) desde dicha fuente de luz colimada (12) hasta dicha retina, y

en donde dicho cálculo de dicho camino de dicha luz colimada (13) incluye determinar la distorsión de dicha luz colimada (13) producida por la córnea de dicho ojo (22) y/o el cristalino (28) de dicho ojo (22).

11. Un aparato para producir una imagen tridimensional de al menos una parte de la retina de un ojo según la reivindicación 10, en donde dicho sistema de imagen (10) comprende:

- 5 una fuente de luz colimada (12);
- un primer elemento de exploración por barrido (14);
- un segundo elemento de exploración por barrido (16); y
- un compensador de barrido (18);

10 en donde dicha fuente de luz colimada (12), dichos primer y segundo elementos de exploración por barrido (14, 16) y dicho compensador de barrido (18) se combinan para proporcionar un barrido bidimensional de luz colimada desde una fuente puntual aparente;

15 comprendiendo además dicho aparato un dispositivo de transferencia de barrido (20), en donde dicho dispositivo de transferencia de barrido (20) tiene dos focos y dicha fuente puntual aparente está dispuesta en un primer foco de dicho dispositivo de transferencia de barrido (20) y se acomoda un ojo (22) en un segundo foco de dicho dispositivo de transferencia de barrido (20), y en donde dicho dispositivo de transferencia de barrido (20) transfiere dicho barrido bidimensional de luz colimada desde dicha fuente puntual aparente a dicho ojo (22) con el fin de obtener una imagen bidimensional de dicha parte de dicha retina.

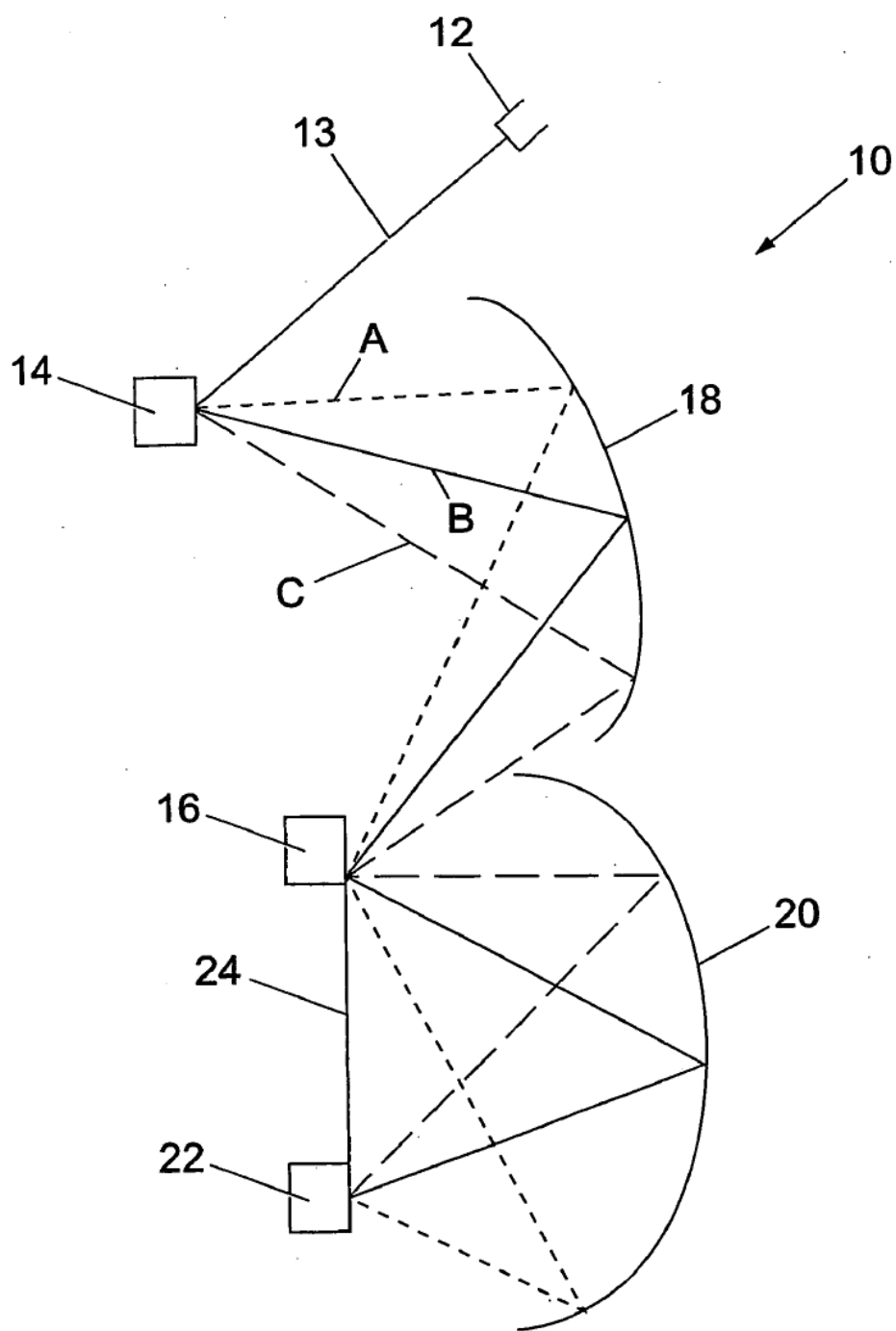


Fig. 1

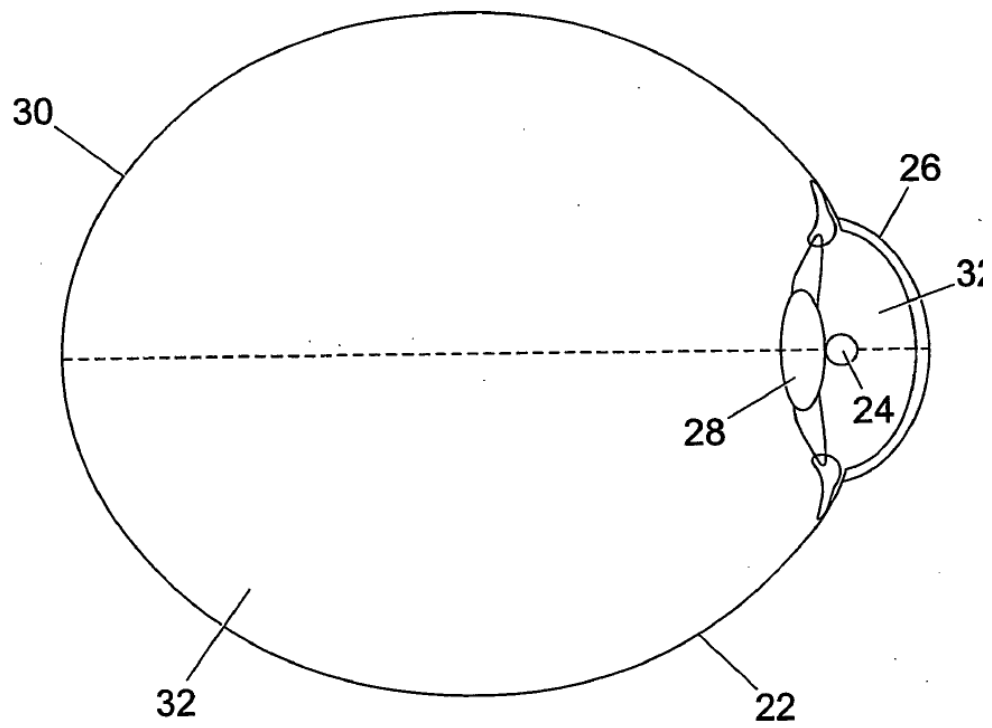


Fig. 2

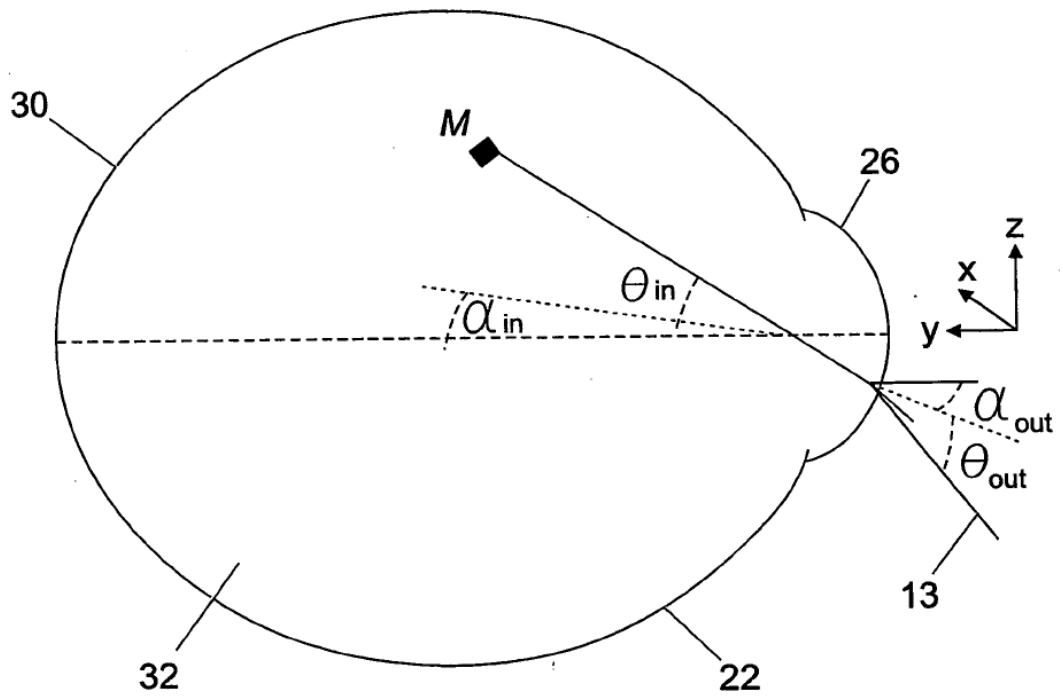


Fig. 3