



# OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

**ESPAÑA** 



11) Número de publicación: 2 635 116

61 Int. Cl.:

A61F 9/008 (2006.01) A61B 3/10 (2006.01) A61B 3/113 (2006.01)

(12)

## TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

(86) Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: 16.05.2011 PCT/EP2011/002414

(87) Fecha y número de publicación internacional: 22.11.2012 WO12155929

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: 16.05.2011 E 11726332 (7)

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: 21.06.2017 EP 2709577

(54) Título: Aparato para examinar o tratar un ojo humano

Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente: **02.10.2017** 

(73) Titular/es:

WAVELIGHT GMBH (100.0%) Am Wolfsmantel 5 91058 Erlangen, DE

72 Inventor/es:

VOGLER, KLAUS y ABRAHAM, MARIO

(74) Agente/Representante:

**LEHMANN NOVO, María Isabel** 

#### **DESCRIPCIÓN**

Aparato para examinar o tratar un ojo humano

25

30

35

40

45

50

55

60

La invención se refiere a un aparato para examinar o tratar un ojo humano.

La radiación con láser se utiliza en numerosas técnicas de tratamiento del ojo humano. En algunas de estas técnicas la radiación con láser enfocada se emplea para la ablación (desprendimiento) de tejido ocular. En este caso es necesario orientar de forma controlada el enfoque del rayo hacia el ojo, de manera que la ablación tenga lugar en la posición deseada del ojo. No obstante, como consecuencia de los movimientos del ojo durante el tratamiento, el ojo puede variar su posición frente al rayo láser de tratamiento. Esto puede dar lugar a una desviación entre una posición teórica y una posición real de la ablación.

Por este motivo resulta deseable seguir los movimientos del ojo y tenerlos en cuenta en el control del enfoque del rayo. Para el registro de los movimientos del ojo se aplica una tecnología de seguimiento ocular "Eye-Tracker". Actualmente en la mayoría de los casos es habitual un Eye-Tracking bidimensional que se basa en el registro del borde de pupila del ojo por medio de una única cámara. A partir del salto de contraste claro-oscuro en el borde de pupila (iris) se calcula el centro de pupila que más adelante sirve como coordenada de orientación para la ablación con láser. El control de la radiación con láser de tratamiento se lleva a cabo a continuación teniendo en cuenta la posición del centro de pupila determinada por el Eye-Tracker. Sin embargo, la posición del centro de pupila no siempre se encuentra en el eje de simetría del ojo o del eje visual del paciente (por ejemplo, como consecuencia del desplazamiento asimétrico del centro de pupila en caso de tamaños de pupila diferentes o de las diferencias de simetría circular en algunos pacientes). Unas diferencias de este tipo pueden dar lugar a unos resultados de tratamiento subóptimos.

A fin de evitar en el tratamiento con láser estas imprecisiones resultantes del desplazamiento de posición del centro de la pupila, el seguimiento ocular de la pupila puede complementarse con un seguimiento ocular del limbo que en la transición de claro oscuro invariable de la esclerótica blanca (capa externa del ojo) se orienta hacia el iris. De este modo los desplazamientos marcados del centro de la pupila se pueden detectar y tenerlos en cuenta en el programa de ablación como la así llamada Pupil-Center-Shift-Correction (PCSC).

Hasta ahora el estado de la técnica ha utilizado en general para el seguimiento del movimiento del ojo (Eye-Tracking) una identificación de imágenes de cámara bidimensional. No obstante, los datos de posición aquí obtenidos pueden ser erróneos, dado que los movimientos del ojo reales se producen en un espacio tridimensional y, por lo tanto, deben ser descritos a través de tres movimientos de traslación, así como de tres movimientos de rotación. Por otra parte, los Eye-Tracker basados en imágenes bidimensionales basadas en cámara sólo permiten el registro indirecto de datos tridimensionales mediante una reconstrucción de computación intensiva. Entre tanto también es posible adquirir Eye-Tracker basados en cámara que permiten un Eye-Tracking de cinco o seis dimensiones. En este caso, mediante una proyección adicional de un modelo de luz de rayas sobre el ojo y mediante el registro de estas rayas (registro de la curvatura, posición y deformación de las rayas) se pueden sacar conclusiones respecto a una posición local y de orientación del ojo. Sin embargo, el procedimiento de registro también requiere aquí mucho tiempo y un elevado consumo de recursos informáticos. Por este motivo, la frecuencia de imágenes en los Eye-Tracker utilizados hasta ahora es muy limitada en cuanto a su velocidad y a menudo demasiado lenta para una corrección de la posición durante el tratamiento del ojo con luz de láser. Por otra parte, los sistemas de cámara utilizados hasta ahora con este fin sólo detectan la luz dispersada o refleiada por el oio del paciente, por lo que es necesario procurar la debida iluminación del ojo (lo que, sin embargo, también puede influir negativamente en el tratamiento) y evitar al mismo tiempo la incidencia de luz en el ojo de otras iluminaciones secundarias en la habitación.

El documento WO 99/65431 se refiere a un procedimiento y a un dispositivo para el seguimiento de la posición de una superficie de objeto. El dispositivo se configura como dispositivo de seguimiento OCT, procesando un controlador una señal de salida registrada y detectando a partir de la misma una señal de interferencia Peak.

El documento US 5,644,642 se refiere a un procedimiento y a un dispositivo para el Eye-Tracking utilizando la tomografía de coherencia óptica OCT. En este caso, un dispositivo OCT escanea un rayo OCT de acuerdo con un circuito de exploración bidimensional cualquiera. La información de salida del dispositivo OCT se pone a disposición como entrada en un ordenador para su análisis, a fin de determinar el centro de la pupila del ojo o un límite aproximado entre la pupila y el iris.

El documento US 2006/0187462 se refiere a un procedimiento y a un dispositivo para mejorar el rendimiento y la precisión de la tomografía de coherencia óptica OCT y describe una exploración con respecto a determinados puntos de referencia de la muestra. Aquí los datos OCT se registran en una primera exploración y en una segunda exploración, identificándose a partir de los mismos puntos de referencia del objeto y determinándose las variaciones en su posición. Las exploraciones se realizan de manera que midan diferentes secciones transversales en la muestra, utilizándose como modelo de exploración especialmente exploraciones de trama unidireccionales, exploraciones bidireccionales o exploraciones axiales medidas en distintas posiciones transversales en la muestra.

El documento WO 03/070090 se refiere a un procedimiento y a un dispositivo para la realización de un examen OCT de un ojo utilizando un sistema de seguimiento, a fin de detener el rayo de exploración OCT en una característica deseada del tejido retinal.

El documento WO 03/105678 se refiere a un procedimiento y a un dispositivo para la reproducción óptica. La reproducción óptica se basa en la tomografía de coherencia óptica OCT, generándose dos imágenes bidimensionales y creándose a partir de éstas una imagen tridimensional de la muestra. Se puede utilizar una técnica de exploración OCT unidimensional para realizar un seguimiento de las variaciones ocasionales de la distancia entre la muestra y el dispositivo de reproducción, es decir, de los movimientos axiales de la muestra.

Una tarea de la invención consiste en poner a disposición un aparato para el examen y el tratamiento de un ojo humano que comprenda un Eye-Tracker y que pueda proporcionar de forma muy rápida y precisa resultados sobre los movimientos del ojo.

Esta tarea se resuelve con un aparato según la reivindicación 1 y con un procedimiento según la reivindicación 4.

5

20

35

40

45

50

60

Para solucionar esta tarea se prevé según la invención un aparato para examinar o tratar un ojo humano con un Eye-Tracker para el registro de los movimientos del ojo y para la emisión de una señal representativa para los movimientos del ojo registrados, comprendiendo el Eye-Tracker un dispositivo de identificación de imágenes interferométrico diseñado para el registro de resolución temporal de imágenes seccionales del ojo que funciona en base a la tomografía de coherencia óptica tridimensional, así como un módulo de valoración que determina los movimientos del ojo solamente a partir de las imágenes seccionales.

El dispositivo de identificación de imágenes interferométrico puede caracterizarse, por ejemplo, por una frecuencia de exploración de > 200000 exploraciones de línea por segundo, áreas de exploración laterales amplias >= 15 mm, áreas de profundidad > 8 a 12 mm, cámaras ultrarrápidas digitales (CCD, CMOS) con hasta 12000 píxeles por línea o más, velocidades de lectura elevadas de aproximadamente 140 kHz, fotosensibilidades de comprobación elevadas de >-90dB y resoluciones altas del orden de < 1 a 10  $\mu$ m. Son posibles frecuencias de imagen tridimensionales con 500 frames por segundo o más.

La invención tiene la ventaja de que mediante el uso del método de medición interferométrico, la incidencia de la luz de otras iluminaciones secundarias de la habitación en el ojo no influyen negativamente en el Eye-Tracking, dado que al proceso de medición sólo llega luz coherente pero no luz incoherente.

La invención permite además utilizar la alta resolución, la elevada velocidad de medición, así como la elevada sensibilidad de dispositivos de identificación de imágenes interferométricos que funcionan en base a la tomografía de coherencia óptica tridimensional, no sólo como hasta ahora para la tomografía, es decir, para la medición de la estructura de una sección determinada del ojo, sino también para la medición de la posición y de la orientación del ojo en el espacio. En este caso resulta decisivo que para la determinación de las señales de posición, orientación y movimiento sólo se recurre a los datos de (uno o varios) dispositivo(s) de identificación de imágenes interferométrico(s) que permiten respectivamente una identificación de imágenes con asignación de coordenadas X, Y y Z a cada pixel.

Por consiguiente, con ayuda del registro de resolución temporal de las imágenes seccionales del ojo es posible determinar los movimientos del ojo correspondientes. Los movimientos del ojo de este tipo incluyen movimientos de ciclotorsión (giros planos alrededor del eje óptico del ojo), movimientos de balanceo del ojo (giros del ojo alrededor de un eje perpendicularmente al eje óptico del ojo), así como movimientos de traslación en las tres direcciones en el espacio. En virtud del uso de los dispositivos de identificación de imágenes interferométricos, la precisión de medición de los movimientos del ojo de seis dimensiones puede ser claramente más elevada que la de un Eye-Tracker basado en cámaras. El aparato según la invención también ofrece una velocidad claramente más alta en el registro de los movimientos del ojo.

Según un perfeccionamiento de la invención, el dispositivo de identificación de imágenes interferométrico puede diseñarse para registrar al menos dos imágenes seccionales del ojo ortogonales entre sí que representan respectivamente una sección fundamentalmente a lo largo del eje visual del ojo. Sin embargo, las imágenes seccionales también pueden desarrollarse a lo largo del eje visual del ojo, paralelamente al eje visual del ojo o fundamentalmente a lo largo del eje (óptico) central del ojo, a lo largo del eje central del ojo, paralelamente al eje central del ojo u orientadas en el vértice del ojo. Las dos imágenes seccionales dispuestas ortogonalmente entre sí permiten un registro de orientaciones y posiciones, así como de movimientos de balanceo y de traslación en dirección X y en dirección Y (en este caso hay que entender la notación en la que se desarrolla la dirección de propagación del rayo de medición del dispositivo de identificación de imágenes interferométrico a lo largo de Z, completando X e Y junto con Z el sistema de coordenadas cartesiano tridimensional). A partir de imágenes seccionales de este tipo también es posible determinar un desplazamiento y/o un movimiento de traslación en dirección Z. El registro puede llevarse a cabo, por ejemplo, mediante una comparación con una o varias imágenes seccionales previamente determinadas (por ejemplo, antes de iniciar el tratamiento). Para la comparación se puede recurrir especialmente a imágenes seccionales completas tridimensionales de alta resolución.

El dispositivo de identificación de imágenes interferométrico se diseña además para registrar al menos una imagen seccional del ojo que representa una sección a lo largo del borde de iris del ojo. Por medio de esta imagen seccional pueden identificarse estructuras marcadas (por ejemplo, en el interior del iris) y utilizarse para una determinación de la ciclotorsión del ojo. Una sección de este tipo pueden entenderse, por consiguiente, como imagen frente al ojo.

El dispositivo de identificación de imágenes interferométrico y el módulo de valoración se diseñan preferiblemente para registrar una serie de imágenes seccionales del ojo con resolución temporal y determinar a partir de las

imágenes seccionales una topografía de resolución temporal de un área parcial del ojo como señal representativa para el movimiento del ojo. La serie de imágenes seccionales del ojo puede corresponder, por ejemplo, a secciones transversales del ojo desplazadas paralelamente entre sí. El área parcial del ojo puede comprender total o parcialmente, por ejemplo, la córnea, la lente humana, el área de la cámara anterior, la esclerótica, el iris, el vértice de la córnea, el centro de lente de la lente humana y/o la fóvea.

De este modo, la invención permite por medio de la topografía de resolución temporal del área parcial del ojo (por ejemplo, por medio de la topografía de resolución temporal de la córnea) registrar movimientos de traslación y de rotación del ojo y, al mismo tiempo, orientar un tratamiento del ojo en un punto cualquiera en el interior del área parcial (por ejemplo, en el vértice de la córnea). El punto cualquiera puede ser cualquier característica destacada del área parcial del ojo. Esto permite seleccionar una característica destacada del área parcial del ojo, mediante la cual sea posible una orientación especialmente exacta y una realización precisa de un tratamiento concreto del ojo. Así tiene sentido, por ejemplo, en caso de un tratamiento con láser de ablación de la córnea, elegir como característica destacada el vértice de la córnea y orientarse en la misma. Una orientación en la pupila/iris como sucede en el estado de la técnica también es posible con la invención, aunque no es obligatoriamente necesario. Preferiblemente, el aparato para el examen o el tratamiento de un ojo humano comprende además componentes para poner a disposición una radiación con láser de tratamiento enfocada y para orientar la misma hacia el ojo, así como un dispositivo de control diseñado para ajustar el punto de enfoque de la radiación con láser de tratamiento en función de la señal representativa para el movimiento del ojo registrado.

Por consiguiente, la presente invención permite tener en cuenta en el tratamiento del ojo los datos de posición obtenidos a partir de las imágenes seccionales de determinadas características del ojo, así como los movimientos del ojo determinados a partir de las imágenes seccionales. En este sentido, las características del ojo pueden representar, por ejemplo, el vértice de la córnea, un punto en la cara interior de la córnea, el punto central de la pupila, el punto central de la lente humana o la fóvea (mancha de la visión más nítida).

El dispositivo de identificación de imágenes interferométrico y el dispositivo de control también se pueden diseñar para detectar una diferencia entre un punto de enfoque real de la radiación con láser de tratamiento y un punto de enfoque teórico de la radiación con láser de tratamiento en o dentro del ojo y emitir una señal de indicación, pudiendo el dispositivo de control interrumpir o detener durante la salida de la señal de indicación, por ejemplo, la emisión de la radiación con láser del tratamiento en el ojo.

Según otro punto de vista se prevé además según la invención un procedimiento para examinar un ojo humano que comprende los siguientes pasos:

- registro de resolución temporal de imágenes seccionales del ojo en base a una tomografía de coherencia óptica tridimensional,
- determinación de los movimientos del ojo exclusivamente a partir de imágenes seccionales, y
- emisión de una señal representativa para los movimientos del ojo registrados.

5

10

15

30

40

55

En relación con el procedimiento también pueden obtenerse, en el registro de las imágenes seccionales, al menos dos imágenes seccionales ortogonales entre sí del ojo que representan respectivamente una sección fundamentalmente a lo largo del eje visual del ojo.

Además en el procedimiento también cabe la posibilidad de imaginar que al registrar las imágenes seccionales se obtenga al menos una imagen seccional del ojo que represente una sección fundamentalmente a lo largo del borde del iris del ojo.

También es posible imaginar registrar una serie de imágenes seccionales del ojo con una resolución temporal y determinar a partir de las imágenes seccionales una topografía de resolución temporal de un área parcial del ojo como la señal representativa para el movimiento de ojo.

La invención se define a través de las reivindicaciones y se explica a continuación más detalladamente a la vista de los dibujos adjuntos, mostrando la

Figura 1 un ejemplo de realización de un aparato para examinar o tratar un ojo humano,

Figura 2 una representación esquemática del ojo humano en sección,

Figura 3 una representación esquemática de un error de centrado como consecuencia de un movimiento de balanceo del ojo, así como

50 Figuras 4a y 4b representaciones esquemáticas referentes al desarrollo de imágenes seccionales en el ojo.

La figura 1 representa de forma muy esquematizada un ejemplo de realización de un aparato para examinar o tratar un ojo humano. El aparato se identifica en general con el número 10. El aparato comprende un Eye-Tracker 12. El Eye-Tracker 12 comprende un dispositivo de identificación de imágenes interferométrico 14, así como un módulo de valoración 16 conectado al dispositivo de identificación de imágenes 14. El dispositivo de identificación de imágenes interferométrico 14 se configura, por ejemplo, como un dispositivo de medición OLCR (OLCR: Optical Low Coherence Reflectometry) y emite un rayo de medición que llega a un ojo a tratar 22 por medio de un espejo de desviación 18 (semipermeable o dicroico) o de otros componentes de focalización del haz adecuados a lo largo de

una trayectoria de rayos óptica 20. El rayo de medición emitido por el dispositivo de identificación de imágenes 14 atraviesa un escáner de medición 38 que permite desviar el rayo de medición. Por lo tanto es posible una exploración externa, así como interna del ojo 22 mediante el rayo de medición en distintos puntos del tejido ocular. El dispositivo de identificación de imágenes 14 provoca una interferencia del rayo de medición generado con un rayo reflejado que vuelve del ojo 22. A partir de los datos de medición de interferencia así adquiridos pueden registrarse con resolución temporal las imágenes seccionales del ojo 22. En este caso, el dispositivo de identificación de imágenes 14 funciona en base a una tomografía de coherencia óptica bidimensional o tridimensional. El módulo de valoración 16 recibe del dispositivo de identificación de imágenes interferométrico 14 datos que comprenden las imágenes seccionales registradas y calcula exclusivamente a partir de estas imágenes seccionales, además de la posición y la orientación del ojo en el espacio tridimensional, también los movimientos del ojo 22. Los movimientos del ojo representan aquí movimientos de traslación a lo largo de las tres direcciones en el espacio X, Y, Z, así como movimientos de rotación alrededor de los tres ejes X, Y, Z. Un sistema de coordenadas indicado visualiza las tres direcciones en el espacio X, Y, Z, definiendo el eje Z la dirección de la trayectoria de los rayos 20. El Eye-Tracker 12 proporciona señales representativas sobre la interfaz 24 para los movimientos del ojo registrados.

10

40

45

50

55

60

- El aparato 10 comprende además un dispositivo quirúrgico láser 26. Éste contiene un láser 28 que emite una 15 radiación con láser intensa adecuada (de repetición elevada o continua). La radiación con láser se propaga a lo largo de una trayectoria de rayos óptica 30 e incide a continuación en el ojo a tratar 22. En la trayectoria de rayos 30 se disponen diferentes componentes para la guía y conformación de la radiación con láser. Estos componentes comprenden especialmente un objetivo de enfoque 32, así como un escáner 34 conectado previamente al objetivo 20 32, por medio del cual es posible desviar el foco generado por el objetivo 32 de la radiación con láser puesta a disposición por el láser 28 a lo largo de la dirección X, Y y Z. Un dispositivo de control 36 controla el escáner 34 conforme a un programa de control preestablecido que implementa un perfil de ablación a generar en el ojo 22. En la zona entre el espejo 18 y el ojo 22 se desarrollan el rayo de medición del dispositivo de identificación de imágenes 14 y el ravo láser de tratamiento del láser 28 de forma colineal o al menos fundamentalmente colineal. Alternativa o 25 adicionalmente el dispositivo quirúrgico láser 26 puede configurarse de manera que el láser 28 se configure como láser de pulsos ultracortos que emita una radiación con láser pulsada con duraciones de pulso del orden de, por ejemplo, picosegundos, femtosegundos o attosegundos y que resulte adecuada para el corte en el interior del tejido ocular como es necesario, por ejemplo, para el LASIK o en caso de una operación de cataratas. El dispositivo quirúrgico láser permite, por ejemplo, precisiones de corte de + 10 µm o incluso de + 1 µm.
- Una imagen seccional del ojo 22 registrada por el dispositivo de identificación de imágenes 14 se representa, por ejemplo, en la figura 2 de forma esquemática. En esta figura pueden verse el vértice (es decir, el punto más separado del centro del ojo) de la córnea 42, el iris 44, la pupila 46 y la lente 48. En la figura 2 se muestra adicionalmente un eje 50 que representa, por ejemplo, el eje central (óptico) del ojo 22 o el eje visual del ojo. En el presente caso, el eje 50 se representa a través de la posición del vértice 40 y de la posición del centro de pupila 52.
- Para la ablación de tejido ocular es necesario dirigir de forma precisa la parte de tejido correspondiente en cuanto a la posición y orientación respecto al aparato 10. Sin embargo no hay que excluir que el ojo se mueva o gire durante el tratamiento en relación con el sistema de coordenadas X, Y, Z (y, por consiguiente, con respecto al aparato 10).
  - En el estado de la técnica se conocen Eye-Tracker que se basan en el registro de la posición del centro de pupila 52 de la pupila 46 en el ojo 22 con ayuda de cámaras para el registro bidimensional de la posición del centro de pupila 52 en el interior del plano X-Y. Aquí está previsto desprender tejido ocular en una posición que es diferente de la posición del centro de pupila 52, pudiendo así producirse en virtud de los giros del ojo unos resultados de tratamiento subóptimos como se explica más detalladamente en la figura 3.
  - La figura 3 muestra una representación esquemática de la pupila 46, así como de la córnea 42 del ojo 22 en su posición y orientación en el interior del sistema de coordenadas X, Y, Z. En este caso, la recta 54 se desarrolla paralela al eje Z y a lo largo de la trayectoria óptica de los rayos 20. Si ahora en la posición teórica 56 debe desprenderse tejido ocular en o dentro de la córnea 42 (por ejemplo, después de dejar al descubierto el tejido interno de la córnea plegando a un lado una lámina de tejido (Flap) en el LASIK, concretamente Laser In Situ Keratomileusis), un movimiento giratorio del ojo 22 en la orientación del ojo 22 representada por la recta 60 da lugar a una diferencia de la posición real 58 de la ablación relativamente con respecto a la posición teórica 56 de la ablación, siempre que (como en el estado de la técnica) el Eye-Tracking sólo se base en un registro bidimensional del centro de pupila 52. En este caso, el movimiento giratorio da lugar a un desplazamiento transversal de la posición teórica 56 frente a la posición real 58 a lo largo de los ejes X e Z.
  - Por este motivo puede no desearse una orientación del proceso de ablación hacia el centro de la pupila. Por el contrario, puede ser preferiblemente una orientación del proceso de ablación en el eje visual. El eje visual está situado próximo al eje óptico del ojo y se desarrolla aproximadamente a través del vértice de la córnea y del centro de lente de la lente humana.
  - El Eye-Tracking según la invención se basa en el registro de resolución temporal de imágenes seccionales del ojo mediante la identificación de imágenes interferométrica en base a una tomografía de coherencia óptica tridimensional. Gracias a la información de imagen tridimensional, el módulo de valoración 16 puede determinar con una resolución temporal la posición en el espacio, así como la orientación de la sección de tejido ocular a desprender o de la sección de tejido ocular a tratar (por ejemplo, en el marco de una operación de cataratas), así como su movimiento de traslación y de rotación y transmitir una señal representativa para estos datos por medio de

la interfaz 24 al dispositivo de control 36 del láser 28, a fin de ajustar el punto de enfoque de la radiación con láser de tratamiento en función de la señal representativa para los datos registrados. Por lo demás, el Eye-Tracking según la invención para el control del punto de enfoque puede orientarse, por ejemplo, en el vértice 40 cuya posición no varía (a diferencia del centro de pupila 52) en caso de una situación de iluminación variable. Por otra parte, la invención ofrece la posibilidad de elegir, a partir de las imágenes seccionales, un centro de orientación para la ablación con láser posicionado próximo al tejido a tratar, es decir, por ejemplo, al vértice 40, como centro de orientación para un tratamiento de la córnea 42. En este caso resulta conveniente registrar al menos dos imágenes seccionales ortogonales entre sí 62, 64 del ojo 22 que representan respectivamente una sección fundamentalmente a lo largo del eje visual 50 o de otro eje apropiado del ojo 22, véase figura 4a. Alternativa o adicionalmente resulta conveniente registrar al menos una imagen seccional 66 del ojo 22 que represente una sección fundamentalmente a lo largo del borde 68 del iris 44 (es decir, del borde de pupila) del ojo 22, véase figura 4b. También es posible imaginar una identificación de imágenes completa tridimensional, especialmente con una resolución temporal (tomografía tridimensional) compuesta de una pluralidad de imágenes seccionales paralelamente a la imagen seccional 62, de una pluralidad de imágenes seccionales paralelamente a la imagen seccional 64 y/o de una pluralidad de imágenes seccionales paralelamente a la imagen seccional 66. Esta identificación de imágenes completa puede representar, por ejemplo, una topografía 3D de resolución temporal de la córnea 42 por medio de la cual pueden determinarse los movimientos de traslación y rotación del ojo, siendo posible una orientación de la radiación con láser de tratamiento en un punto de esta topografía 3D (como en el vértice 40 de la córnea 42).

5

10

15

#### **REIVINDICACIONES**

1. Aparato para el examen o el tratamiento de un ojo humano, con un Eye-Tracker (12) para el registro de los movimientos del ojo y para la emisión de una señal representativa para los movimientos del ojo registrados, comprendiendo el Eye-Tracker (12) un dispositivo de identificación de imágenes interferométrico (14) diseñado para el registro de resolución temporal de imágenes seccionales del ojo que funciona en base a una tomografía de coherencia óptica bidimensional o tridimensional, así como un módulo de valoración que determina los movimientos del ojo exclusivamente a partir de las imágenes seccionales, caracterizado por que el dispositivo de identificación de imágenes interferométrico (14) se diseña para registrar al menos una imagen seccional del ojo que representa una sección a lo largo del borde del iris del ojo.

5

10

15

20

- 2. Aparato según la reivindicación 1, caracterizado por que el dispositivo de identificación de imágenes interferométrico (14) se diseña para registrar al menos dos imágenes seccionales ortogonales entre sí del ojo que representan respectivamente una sección fundamentalmente a lo largo del eje visual del ojo.
- 3. Aparato según la reivindicación 1 ó 2, caracterizado por componentes (28, 34) para la puesta a disposición de la radiación con láser de tratamiento enfocada y para la orientación de la misma hacia el ojo, así como por medio de un dispositivo de control (36) diseñado para ajustar el punto de enfoque de la radiación con láser de tratamiento en función de la señal representativa para los movimientos del ojo registrados.
- registro de resolución temporal de imágenes seccionales del ojo en base a una tomografía de coherencia óptica tridimensional, determinación de los movimientos del ojo exclusivamente a partir de las imágenes seccionales, y emisión de una señal representativa para los movimientos del ojo registrados, caracterizado por que en el registro de las imágenes seccionales se registra al menos una imagen seccional del ojo que representa una sección a lo largo del borde de iris del ojo.

4. Procedimiento para examinar un ojo humano, con los siguientes pasos:

5. Procedimiento según la reivindicación 4, caracterizado por que en el registro de las imágenes seccionales se registran al menos dos imágenes seccionales ortogonales entre sí del ojo que representan respectivamente una sección fundamentalmente a lo largo del eje visual del ojo.









