

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 546 935**

51 Int. Cl.:

A61B 3/14 (2006.01)

A61B 3/10 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.10.2005** **E 05825145 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.07.2015** **EP 1809162**

54 Título: **Equipo óptico y método para el diagnóstico completo del ojo**

30 Prioridad:

08.11.2004 US 626357 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

30.09.2015

73 Titular/es:

**OPTOVUE, INC. (100.0%)
41752 CHRISTY STREET
FREMONT, CA 94538, US**

72 Inventor/es:

**WEI, JAY y
ZHAO, YONGHUA**

74 Agente/Representante:

TOMAS GIL, Tesifonte Enrique

ES 2 546 935 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

Equipo óptico y método para el diagnóstico completo del ojo

5 Antecedentes

1. Campo de la invención

10 [0001] Esta invención hace referencia a instrumentación de inspección óptica y, en particular, a un equipo que se puede utilizar en el diagnóstico completo del ojo.

2. Discusión de la técnica relacionada

15 [0002] El análisis del campo visual es un método clínico convencional utilizado en el diagnóstico de enfermedades oculares que provocan la degradación de la sensibilidad de visión. Uno de los métodos más aceptados utilizados en el diagnóstico de tales enfermedades es la prueba del Perímetro Automatizado Estándar (PAE), la cual comprueba la sensibilidad al contraste de luminosidad sobre un campo visual amplio. Existen muchos instrumentos para realizar una perimetría automatizada estándar (PAE) que se utilizan de forma rutinaria en clínicas incluyendo, por ejemplo, los producidos por Carl Zeiss Meditec (Dublín, CA).

20 [0003] Típicamente, en los análisis de campo visual se utilizan técnicas de análisis de campo funcional. No obstante, una técnica de análisis de campo funcional es un análisis funcional de la degradación de la visión. Debido a la compleja capacidad de multiplexado del ojo humano, el análisis de campo funcional no es una medida precisa de la estructura del ojo, lo que sería de gran utilidad en los diagnósticos tempranos de tales enfermedades oculares antes de que se produzca una degradación sustancial. Tales pruebas estructurales incluyen, por ejemplo, la prueba de diagnóstico por imágenes de la retina y la tomografía de coherencia óptica.

30 [0004] La prueba por imágenes de la retina se puede realizar con metodología de formación de imágenes ópticas convencional y se ha utilizado rutinariamente en clínicas para la evaluación del cambio de la estructura retinal además de pruebas de campo visual. Rutinariamente se utilizan dispositivos tales como una cámara de fondo o un oftalmoscopio indirecto para este tipo de análisis. La imagen retinal proporciona información valiosa que los médicos pueden utilizar para diagnosticar enfermedades del ojo. No obstante, solo médicos con amplia experiencia pueden observar una interpretación cualitativa de cambios en la estructura del ojo de las fotografías retinales.

35 [0005] La Tomografía de Coherencia Óptica (TCO) es una modalidad de formación de imágenes nueva que se ha usado para la formación de imágenes retinales no invasiva del ojo humano. La imagen retinal selectiva cruzada permite a un médico evaluar de forma cuantitativa la capa de nervio retinal y el grosor retinal. Se puede extraer información clínica valiosa para el diagnóstico temprano de enfermedades del ojo, tales como Glaucoma. No obstante, en la fase final de la enfermedad, cuando los pacientes pierden la mayor parte de la Capa de Fibras Nerviosas de la Retina (CFNR), el método de formación de imágenes TCO presenta determinadas dificultades técnicas para medir con precisión la CFNR. Por lo tanto, es difícil seguir la progresión de enfermedades, tales como glaucoma, con técnicas TCO.

45 [0006] A consecuencia de las desventajas mencionadas anteriormente sobre los métodos de análisis del individuo, los médicos necesitan tener múltiples resultados de pruebas de exámenes oculares completos para valorar el estado del ojo de una forma precisa y detectan enfermedades antes de que los pacientes presenten síntomas claros. Actualmente, estos exámenes se realizan de forma separada con instrumentos diferentes. Como mucho, se combinan dos métodos, como, por ejemplo, en el Microperímetro producido por Nidek Corp, Japón. Actualmente, no existe ningún equipo capaz de integrar una prueba de campo visual y una TCO juntos. Por lo tanto, existe una necesidad de instrumentos de examen del ojo que permitan a un profesional clínico evaluar de forma completa la estructura del ojo para ayudar con el diagnóstico y el tratamiento de la enfermedad del ojo.

50 [0007] El documento EP 0 659 383 A2 describe un equipo para iluminar el fondo de ojo con una muestra escaneada de un haz de radiación. El haz de muestra de la TCO se acopla a la cámara de fondo detrás de la lente de enfoque interna. El equipo incluye un escáner de haz al igual que un divisor de haz. Se proporciona una montura para el escáner de haz; y por otro lado, se proporciona una montura para el divisor de haz. La montura para el divisor de haz y la montura para el escáner de haz están conectadas de forma rígida a la lente de enfoque interna, de modo que todas se mueven a la vez.

Resumen

60 [0008] Conforme a la presente invención, se presenta un instrumento de examen óptico que permite escaneos TCO, análisis de campo visual, y formación de imágenes de la retina. Un equipo para realizar exámenes del ojo según algunas

formas de realización de la presente invención incluye un camino óptico de escaneo, el camino óptico de escaneo incluye un grupo de ajuste del enfoque del haz de escaneado, que consta de al menos un espejo de escaneado para escanear el haz de escaneado en una primera dirección, y una primera lente, y una segunda lente acoplada para recibir el haz de escaneado del grupo de ajuste del enfoque del haz de escaneado, y un galvanómetro de escaneado acoplado para recibir la luz de la segunda lente, para escanear el haz de escaneado en una segunda dirección; un camino óptico de formación de imágenes, el camino óptico de formación de imágenes incluye una tercera lente, un grupo de ajuste del enfoque de la imagen de la retina que recibe la luz de la tercera lente, y un dispositivo de formación de imágenes; un divisor de haz que une el camino óptico de escaneo con el camino óptico de formación de imágenes; y una lente ocular que enfoca la luz sobre la pupila de un ojo, donde el grupo de ajuste del enfoque del haz de escaneado y el grupo de ajuste del enfoque de la retina se acoplan mecánicamente a un único ajuste de enfoque, y la posición de movimiento del haz de escaneado en ambas direcciones de escaneo se conjugan todas en la pupila. Se puede realizar un escaneado de tomografía de coherencia óptica utilizando el camino óptico de escaneo y el camino óptico de formación de imágenes. En algunas formas de realización, el escaneado de tomografía de coherencia óptica se puede realizar sin difuminado, sin dilatar la pupila.

[0009] En algunas formas de realización, el equipo incluye un dispositivo de iluminación y un segundo divisor de haz acoplado entre el grupo de ajuste del enfoque de la imagen de la retina y el dispositivo de formación de imágenes, el segundo divisor de haz une luz proveniente del dispositivo de iluminación hacia dentro del camino óptico de formación de imágenes. Se puede realizar una prueba de campo visual utilizando el dispositivo de iluminación. En algunas formas de realización, al menos una fuente luminosa y un divisor de haz espacial, donde la luz proveniente de al menos una fuente luminosa es acoplado en el camino óptico de formación de imágenes por el divisor de haz espacial, la luz de al menos una fuente luminosa provee de iluminación de fondo para la prueba de campo visual. En algunas formas de realización, el dispositivo de iluminación se utiliza para proporcionar una imagen sobre la que un paciente se puede fijar durante un examen del ojo. En algunas formas de realización, el dispositivo de iluminación es un dispositivo seleccionado de un grupo consistente en una pantalla CRT, una pantalla LCD, un conjunto LED, o una única fuente luminosa espacialmente móvil.

[0010] En algunas formas de realización, el equipo puede incluir al menos una fuente luminosa y un divisor de haz espacial, donde la luz de al menos una fuente luminosa se acopla en el camino óptico de formación de imágenes por el divisor de haz espacial. Se puede realizar una prueba de formación de imágenes de fondo de ojo con el camino óptico de formación de imágenes utilizando la luz de al menos una fuente luminosa. En algunas formas de realización, se puede acoplar una máscara en la pupila entre al menos una fuente luminosa y el divisor de haz espacial, donde la máscara de la pupila se conjuga sobre la pupila.

[0011] En algunas formas de realización, el grupo de ajuste del haz de escaneado incluye un espejo de plegado de haz, un espejo de escaneado, y una lente. En algunas formas de realización, el espejo de plegado de haz incluye una zona reflectante y una zona de transmisión, la zona reflectante refleja sustancialmente todos los haces de entrada. En algunas formas de realización, se puede acoplar un módulo confocal para detectar la luz que se refleja desde un ojo, transmitida a través del espejo de plegado de haz. En algunas formas de realización, el módulo confocal controla el ajuste único de enfoque.

[0012] En algunas formas de realización, un equipo de examen ocular según la presente invención puede incluir medios para realizar un escaneado de tomografía de coherencia óptica en un ojo; medios para realizar una prueba de campo visual; medios para obtener una imagen de fondo de ojo; y medios para enfocar con un ajuste único de enfoque. En algunas formas de realización, el equipo puede incluir medios de ajuste confocal para ajustar automáticamente el ajuste único de enfoque. En algunas formas de realización, el equipo puede incluir medios para obtener un escáner retinal. En algunas formas de realización, los medios para realizar un escaneado de tomografía de coherencia óptica sin difuminado.

[0013] Estas y otras formas de realización son además tratadas más adelante con respecto a las siguientes figuras.

Breve descripción de los dibujos

[0014]

La Figura 1 muestra un equipo de TCO convencional con una unidad de formación de imágenes ópticas de lámpara de hendidura.

La Figura 2 muestra otro instrumento de inspección óptica convencional que usa un principio de diseño de lámpara de hendidura.

La Figura 3 muestra un instrumento de inspección óptica convencional que usa un diseño de cámara de fondo.

La Figura 4 muestra un instrumento óptico según algunas formas de realización de la presente invención.

La Figura 5 muestra una forma de realización de la presente invención que incluye un trazo del haz de escaneado.

[0015] En las figuras, los elementos con la misma designación tienen las mismas funciones o similares.

5 Descripción detallada

[0016] Conforme a la presente invención, se presenta un equipo óptico para el diagnóstico de enfermedades del ojo. Algunas formas de realización de escáner óptico según la presente invención se pueden usar para el escaneado retinal no invasivo, la formación de imágenes retinales con un sistema de formación de imágenes ópticas, y el análisis de campo visual humano con un sistema de iluminación óptica. Algunas formas de realización de la presente invención se relacionan además con el método utilizado para exámenes de ojo completos relacionado con enfermedades oculares tales como, por ejemplo, glaucoma.

[0017] La Figura 1 ilustra una unidad de escaneado de TCO 100 que fue descrita en la patente EEUU nº 5,537,162, "Method and Apparatus for Optical Coherence Tomographic Fundus Imaging Without Vignetting", publicada el 16 de julio de 1996. Como se muestra en la Figura 1, la luz de fibra óptica 101 se colima por la lente 103 y se acopla en los galvanómetros pareados 104 y 105. En total, los galvanómetros 104 y 105 pueden escanear un haz 102 de fibra óptica 101 en dos direcciones ortogonales, lo que permite un escaneado en cualquier patrón arbitrario de ojo 109. Del galvanómetro 105, se acopla la luz en la lente de enfoque 106. El divisor de haz dicróico 107 dirige la luz de la lente de enfoque 106 sobre la lente ocular 108, donde la luz se enfoca sobre la retina del ojo 109. La lente de enfoque 106 y la lente ocular 108 forman un sistema de relé óptico de modo que el haz de muestra localizado a media distancia de los galvanómetros 104 y 105 se representa en la pupila de entrada del ojo 109 y, como resultado, el difuminado se minimiza a un ángulo de escaneado pequeño.

[0018] La unidad de escaneado de TCO 100 se acopla a una unidad de imagen óptica de lámpara de hendidura 110 y a una unidad de iluminación 111. Como tal, se obtiene una imagen de fondo de ojo 109 en una unidad de imagen óptica 110 con luz procedente de una unidad de iluminación 111.

[0019] No obstante, el escáner 100 presenta varias desventajas. En primer lugar, el error refractivo en el ojo 109 varía, normalmente, dentro de un rango de aproximadamente ± 20 dioptrías. Por lo tanto, hay una necesidad de enfocar el haz de muestra y la óptica de formación de imágenes de la unidad de iluminación 111 para compensar este error. No obstante, la lente de enfoque 106 y la óptica de formación de imágenes 110 están fijas y por lo tanto el enfocado se realiza en su totalidad mediante el movimiento de la lente ocular 108. Tanto la imagen del galvanómetro 105 como la de la unidad de iluminación 111 se mueven cuando se mueve la lente 108. La unidad de iluminación 111 incluye normalmente una fuente luminosa muy brillante para la formación de imágenes de fondo del ojo debido a que el fondo del ojo 109 normalmente tiene una reflectividad baja. Por lo tanto, deben hacerse ajustes para mantener reflejos de vuelta de la córnea y de la lente ocular 108 fuera del camino de observación de la unidad de imagen 110. Para prevenir el reflejo del haz de escaneado en el escáner 100, el haz de escaneado puede ser dirigido descentrado a la lente ocular y a la pupila del ojo 109. No obstante, estos ajustes descentrados causan tanto astigmatismo como difuminado.

[0020] La Figura 2 ilustra otra muestra convencional de escáner 200 que utiliza TCO. El escáner 200 utiliza un principio de lámpara de hendidura. Como se muestra en la figura 2, un camino de iluminación incluye una fuente luminosa 212, una lente condensadora 213, una abertura de parada 214, un sistema de lentes con prismas de vidrio plegable 215 y 220, lentes de relé 217 y 218, y un filtro de color 219. El haz luminoso 216 es dirigido y enfocado sobre la lente 203 a través del divisor de haz 205. La luz del camino de iluminación es dirigida dentro de la lente ocular 203 y la pupila del ojo 202 para enfocar sobre la retina 201. Reflejada, la luz de la retina 201 es recogida por la lente ocular 203 y transmitida a través del divisor de haz 205 en el camino de formación de imágenes. El camino de formación de imágenes incluye un sistema de lentes tal como la lente 206, una abertura de parada 207, y la lente 208. El haz de formación de imágenes 209 se enfoca de este modo sobre el plano de la imagen 210 en la cámara CCD 211.

[0021] Como se muestra en la figura 2, el camino óptico combinado (incluidos los haces 216 y 209) está descentrado en la lente ocular 203 y en la pupila del ojo 202. En tal disposición el reflejo indeseado de la iluminación procedente de la lente ocular y la córnea puede ser sustancialmente eliminado. El camino del haz de escaneado, una configuración óptica similar a la mostrada en la Figura 1 pero no mostrada en la Figura 2, se puede combinar a través del divisor de haz 205 en la lente ocular y el ojo. Debido al des-centro de los caminos ópticos, siempre existe aberración óptica residual. Específicamente, la aberración cromática se convierte en un problema mayor cuando un sistema de alta resolución TCO demanda un rendimiento óptico sobre un rango espectral mucho más amplio de lo que se puede realizar con componentes convencionales.

[0022] La Figura 3 ilustra un sistema óptico convencional 300 que se centra como en una configuración de cámara de fondo. Como se muestra en la Figura 3, el haz de escaneado 301 es dirigido por un espejo de escáner 302 y una lente

de escaneado 303 al camino de la imagen por un divisor de haz 305. El camino de la imagen óptica, que consiste en los elementos 306 a 316 (concretamente una lente ocular 306, lentes de enfoque 313, 314, y 315, y un dispositivo de formación de imágenes 316), está configurado como una cámara de fondo. La pupila del ojo 307 es proyectada a un divisor de haz espacial 311, que puede ser un espejo con un agujero en el centro, por la lente ocular 306. La lente 313 capta la imagen intermedia de la retina, una imagen irreal cerca del plano focal posterior de la lente 306, hacia el plano focal anterior de la lente 314. La imagen retinal es luego proyectada sobre un dispositivo de imagen 316, el cual puede ser una cámara CCD o una cámara de película, por ejemplo, por las lentes 314 y 315. La lente 314 se puede mover para compensar cualquier error de refracción del ojo del paciente 308. El módulo de haz de escaneado 304, el cual incluye un galvanómetro de escaneado 302 con la lente 303, también se puede mover para compensar el error de refracción del ojo del paciente 308.

[0023] No obstante, una desventaja mayor en el sistema de escaneado 300 mostrado en la Figura 3 es que el galvanómetro de escaneado 302, el punto de movimiento del haz de escaneado, no está conjugado en la pupila 307 del ojo 308. Cuando se ejercita un ángulo de escaneo amplio en el sistema óptico 300, alguna parte del haz será difuminada por la pupila del paciente 307. De esta manera, se requiere una pupila grande para evitar este problema de difuminado. Este requisito es especialmente desventajoso para pacientes con glaucoma puesto que el uso de colirios midriáticos para dilatar la pupila del ojo podrían causar complicaciones clínicas.

[0024] El camino de iluminación y el camino óptico de formación de imágenes tal como el que se muestra en la figura 3 son bien conocidos en el campo oftálmico de la formación de imágenes y es un dispositivo disponible en el mercado. Tal cámara de fondo es muy usada clínicamente en la actualidad. Recientemente, Nidek Corporation ha integrado la prueba de campo visual en dicha cámara de fondo.

[0025] Como resultado, cada uno de los sistemas comúnmente utilizados en clínicas para el diagnóstico de enfermedades del ojo que provocan degradación visual no son ideales. Los sistemas ópticos ilustrados en las Figuras 1 y 2 utilizan ambos sistemas ópticos de fuera de eje. La aberración cromática del haz de escaneado TCO, por lo tanto, es significativa. Aunque sea suficiente para un sistema TCO de baja resolución con una fuente luminosa con un ancho de banda espectral estrecho, tal aberración cromática es altamente perjudicial en el sistema TCO de alta resolución donde la fuente luminosa del haz de escaneado tiene un ancho de banda espectral amplio. Cuando un sistema TCO de alta resolución se acopla con los sistemas ópticos descentrados anteriores, la aberración cromática provocará que el ancho de banda espectral sea degradado en el camino óptico detector. Como resultado, puede no conseguirse una TCO de alta resolución. Además, debido a que el operador tiene que ajustar la lente ocular, que es la lente más próxima al ojo del paciente, existe siempre la preocupación de que la lente entre en contacto accidentalmente con el ojo del paciente durante el ajuste. Para evitar un problema de difuminado del haz de escaneado para un campo de escaneado amplio, el sistema óptico ilustrado en la Figura 3 requiere dilatación de la pupila del paciente. Tal dilatación de la pupila está contraindicada con muchas enfermedades ópticas.

[0026] La Figura 4 ilustra un sistema de escaneado 400 según algunas formas de realización de la presente invención. Las formas de realización del sistema de escaneado 400 superan las desventajas del instrumento mencionado anteriormente y también proporcionan la preparación y el método para un examen ocular integral. En la Figura 4, un elemento óptico dibujado y descrito como una lente puede ser cualquier sistema de lente que lleve a cabo la tarea descrita.

[0027] Como se muestra en la Figura 4, el haz de la TCO 401 es colimado por la lente 402, plegado por un espejo 403, escaneado por un espejo de escáner 404, y enfocado en el plano de imagen intermedio 432 por la lente 405. El plano de imagen 432 se transmite a otro plano de imagen intermedio 433 por la lente 407, el espejo de escaneado 408, y el divisor de haz dicróico 409. El plano de imagen 433 es conjugado (es decir, representado) en la retina 412 a través de lente ocular 410 y el ojo 435. La pupila 411 del ojo 435 es conjugada en el espejo de escáner 408 por la lente 410 y después se transmite hacia el espejo de escáner 404 por las lentes 407 y 405. Cabe observar que en esta configuración, las posiciones de movimiento del haz de escaneado en ambas direcciones de escaneado son todas conjugadas en la pupila 411 del ojo 435. Así, el tamaño de la pupila no necesita ser aumentado con ángulos de escáner aumentados. Por lo tanto, no ocurre ningún difuminado del haz en pacientes con pupilas pequeñas.

[0028] En el camino de formación de imágenes, la retina 412 se representa sobre un plano de imagen 433 por el ojo 435 y la lente 410, y se transmite al plano de imagen 434 por la lente 414. Finalmente, el plano de imagen 434 es transmitido sobre un dispositivo de imagen 420 por las lentes 416 y 419. El dispositivo de imagen 420 puede, por ejemplo, ser un CCD o una cámara de película. Una imagen originada en el dispositivo de iluminación 431 se puede transmitir hacia un plano de imagen 434 por las lentes 416 y 430 y el divisor de haz 418. El dispositivo de iluminación 431 se puede obtener con numerosos métodos, por ejemplo, un dispositivo de pantalla gráfica tal como, pero no limitado a, un CRT o LCD, un conjunto LED, o una única fuente luminosa que se puede mover alrededor del plano de imagen con dispositivos mecánicos, etc. El divisor de haz 418 divide estos dos caminos ópticos (el de una imagen transmitida hacia el dispositivo

5 de imagen 420 y el de una imagen generada por el dispositivo de formación de imágenes 431) con un recubrimiento del divisor de haz dicróico. Un recubrimiento para el divisor de haz 418 puede depender de la aplicación clínica específica. Por ejemplo, en una perimetría azul-amarillo, el recubrimiento puede reflejar el espectro de luz azul y transmitir longitudes de ondas más largas que las longitudes de las ondas azules. Como resultado, el reflejo de la longitud de la onda azul de las lentes 416, 414, 410 y del ojo 435 no será capaz de alcanzar el dispositivo de formación de imágenes 420. En algunas formas de realización, un filtro 415 situado delante del dispositivo de imagen 420 puede utilizarse para bloquear el reflejo del haz de escaneado 401 de las lentes 410 y del ojo 435.

10 [0029] En algunas formas de realización, el grupo de ajuste del enfoque del haz de escaneado 406 (que incluye un espejo de plegado de haz 403, un espejo de escaneado 404, y una lente de enfoque 405) y el grupo de enfoque de imagen de la retina 417 (que incluye la lente 416) se pueden acoplar de forma mecánica conjunta con una relación de transmisión fija que depende del diseño óptico para compensar el error de refracción del ojo del paciente bajo prueba. Es ventajoso tener una única perilla de ajuste de enfoque para enfocar simultáneamente tanto el haz de escaneado como la imagen de la retina.

15 [0030] Adicionalmente, el haz de escaneado 401 se combina en el camino de imagen de la retina delante del divisor de haz 413 por el divisor de haz 409. El divisor de haz 413 puede ser un divisor espacial con un pequeño agujero que está alineado con precisión con el eje óptico del camino del haz de formación de imágenes.

20 [0031] En el camino de iluminación, la fuente luminosa 428 se representada sobre la máscara de la pupila 425, que puede tener un área abierta en forma de anillo. El anillo iluminado se conjuga sobre el divisor de haz 413 y luego es conjugado sobre la pupila del ojo 411 por la lente 410. El reflejo de la iluminación de la lente 410 es bloqueado por un área opaca pequeña en la máscara 424, que es conjugado sobre las superficies de la lente 410 por la lente 423 y la lente 421. Una fuente luminosa diferente, la fuente 429, puede ser combinada con el camino de iluminación por el divisor de haz 427.

30 [0032] En la forma de realización del escáner 400 mostrado en la Figura 4, se puede realizar una prueba de campo visual usando un dispositivo de iluminación 431 para generar el estímulo de prueba de campo visual. La fuente luminosa 428 se puede utilizar para proporcionar iluminación de fondo. El dispositivo de iluminación 431 puede también servir como un dispositivo de fijación interna para pacientes con el fin de estabilizar el movimiento de su ojo durante el examen. Además de la prueba de campo visual, se puede realizar un escáner TCO con la óptica de escaneado de camino óptico. Además, la formación de imágenes de fondo se puede realizar con fuentes luminosas 428 y 429 y con un dispositivo de formación de imágenes 420. En algunas formas de realización, pueden realizarse otras pruebas ópticas, tal como, por ejemplo, la formación de imágenes retinales confocales, también en el ojo 435.

35 [0033] Es altamente ventajoso tener un escáner integrado tal como el escáner 400 que puede llevar a cabo una prueba de campo visual, un escáner TCO, la formación de imágenes de fondo, y la formación de imágenes retinales confocales. A través del registro de las características anatómicas y la funcionalidad, la patología del paciente puede ser mejor comprendida por el médico si las tres pruebas se realizan en el mismo sistema.

40 [0034] La Figura 5 ilustra una forma de realización de un módulo confocal 500 que se puede acoplar al módulo de enfoque del haz de escaneado 406 ilustrado en la Figura 4. Como se muestra en la Figura 5, el espejo de plegado del haz de la TCO 403 puede tener una pequeña zona de reflejo 452 que refleja la mayoría del haz de la TCO 401 en el camino del haz de iluminación como se ha descrito anteriormente. El haz de la TCO reflejado por la retina 412 tiene un tamaño de haz mayor que el haz incidente original debido a la dispersión del tejido de la retina 412. Como se muestra en la Figura 5, el haz de iluminación 401 tiene una anchura 451 que se refleja en la zona 452 hacia la anchura 453. La parte del haz reflejada que es mayor que la zona 452 se transmitirá a través del espejo de plegado 403 y se puede enfocar hacia una pequeña abertura 456 por la lente 455 y recoger por un fotosensor 457. El módulo confocal 500 puede utilizarse para detectar si el haz de TCO está enfocado en la retina 412. Como un oftalmoscopio confocal láser de escaneado (OCL), la intensidad de luz detectada por el fotosensor 457 está relacionada con el enfoque del haz 401 sobre la retina 412. Una señal de salida del detector 457, entonces, se puede utilizar en un circuito de enfoque automático. Es ventajoso usar esta señal para simular el trazo del haz de escaneado sobre la retina para la alineación y el enfoque del haz de escaneado.

55 [0035] Un experto en la técnica reconocerá las modificaciones de estas formas de realización o formas de realización alternativas. Como tal, la invención está limitada solo por las siguientes reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Equipo para realizar exámenes oculares, que comprende:

- 5 un camino óptico de escaneado que incluye un grupo de ajuste del enfoque del haz de escaneado (406), que consta al menos de un espejo de escaneado (404) para escanear el haz de escaneado en una primera dirección, y una primera lente (405), y una segunda lente (407) acoplada para recibir el haz de escaneado del grupo de ajuste del enfoque del haz de escaneado (406), y un galvanómetro de escaneado (408) acoplado para recibir luz de la segunda lente (407), para escanear el haz de escaneado en una segunda dirección;
- 10 un camino óptico de formación de imágenes que incluye una tercera lente (414), un grupo de ajuste del enfoque de la imagen de la retina (417) acoplado para recibir luz de la tercera lente (414), y un dispositivo de formación de imágenes (420);
un divisor de haz (409) acoplado para unir el camino óptico de escaneado con el camino óptico de formación de imágenes;
- 15 y
una lente ocular (410) acoplada para enfocar la luz sobre una pupila (411) de un ojo (435),
y
el grupo de ajuste del enfoque del haz de escaneado (406) y el grupo de ajuste del enfoque de imagen de la retina (417) se acoplan mecánicamente a un ajuste único de enfoque, y la posición de movimiento de escaneado del haz en ambas direcciones de escaneado se conjugan todos en la pupila.
- 20
2. Equipo según la reivindicación 1, adaptado para ejecutar un escaneado de tomografía de coherencia óptica con el camino óptico de escaneo y el camino óptico de formación de imágenes.
- 25
3. Equipo según la reivindicación 2, donde el equipo se adapta para realizar el escaneado de tomografía de coherencia óptica sin difuminado ni dilatación de una pupila.
- 30
4. Equipo según la reivindicación 1, que incluye además un dispositivo de iluminación (431) y un segundo divisor de haz (418) acoplado entre el grupo de ajuste de enfoque de imagen de la retina (417) y el dispositivo de formación de imágenes (420), el segundo divisor de haz (418) acoplado para unir la luz del dispositivo de iluminación (431) en el camino óptico de formación de imágenes.
- 35
5. Equipo según la reivindicación 4, adaptado para realizar una prueba de campo visual que utiliza el dispositivo de iluminación (431).
- 40
6. Equipo según la reivindicación 5, que incluye además al menos una fuente luminosa (428) y un divisor de haz espacial (413), donde el divisor de haz espacial (413) está situado para acoplar luz de al menos una fuente luminosa (428) en el camino óptico de formación de imágenes, la luz de al menos una fuente luminosa (428) provee de iluminación de fondo para la prueba de campo visual.
- 45
7. Equipo según la reivindicación 4, donde el dispositivo de iluminación (431) se sitúa para proporcionar una imagen sobre la que un paciente se puede fijar durante un examen del ojo.
- 50
8. Equipo según la reivindicación 4, donde el dispositivo de iluminación (431) es un dispositivo seleccionado de un grupo que consiste en una pantalla CRT, una pantalla LCD, un conjunto LED, o una única fuente luminosa espacialmente móvil.
9. Equipo según la reivindicación 1, que incluye además al menos una fuente luminosa (428) y un divisor de haz espacial (413), donde el divisor de haz espacial (413) está situado para acoplar luz de al menos una fuente luminosa (428) en el camino óptico de formación de imágenes.
- 55
10. Equipo según la reivindicación 9, donde el camino óptico de formación de imágenes se adapta para llevar a cabo una prueba de formación de imágenes de fondo utilizando luz de al menos una fuente luminosa (428).
- 60
11. Equipo según la reivindicación 9, que incluye además una máscara de la pupila (424) acoplada entre al menos una fuente luminosa (428) y el divisor de haz espacial (413), donde la máscara de la pupila (424) se conjuga sobre una pupila.
12. Equipo según la reivindicación 1, donde el grupo de ajuste del haz de escaneado (406) incluye un espejo de plegado de haz (403), el espejo de escaneado (404), y la primera lente (405).

13. Equipo según la reivindicación 12, donde el espejo de plegado de haz (403) incluye una zona reflectante y una zona de transmisión, la zona reflectante es adaptada para reflejar sustancialmente todo el haz de entrada.
- 5 14. Equipo según la reivindicación 13, que incluye además un módulo confocal acoplado para detectar luz transmitida a través del espejo de plegado de haz (404).
15. Equipo según la reivindicación 14, donde el módulo confocal se adapta para controlar el ajuste único de enfoque.

Figura 1 (Técnica Anterior)

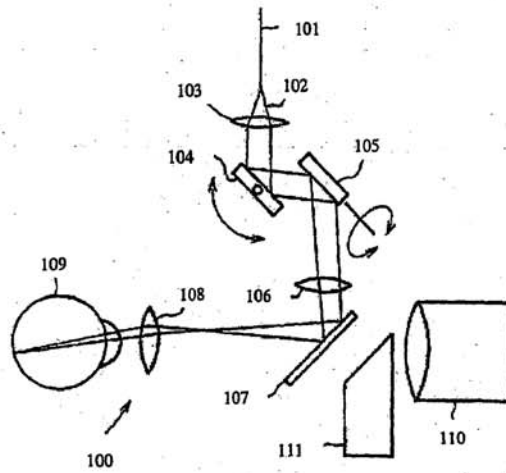


Figura 2 (Técnica Anterior)

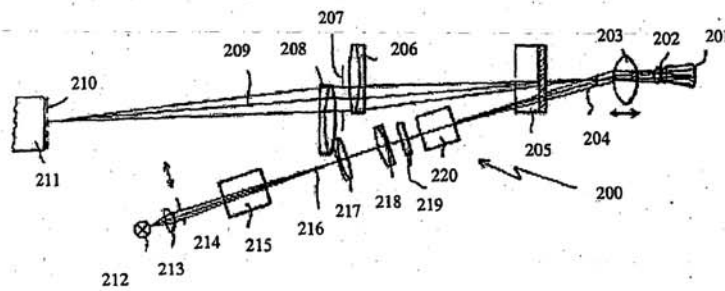


Figura 3 (Técnica Anterior)

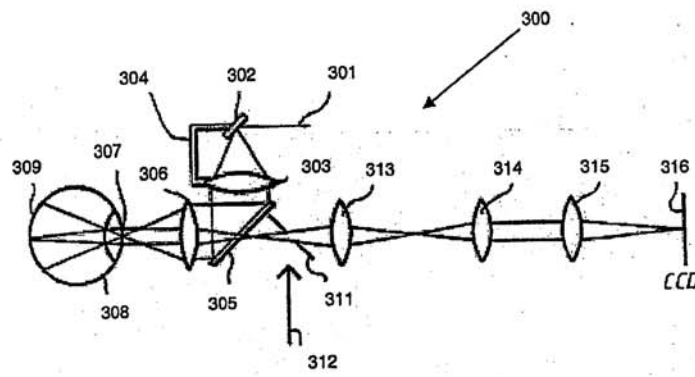


Figura 5

