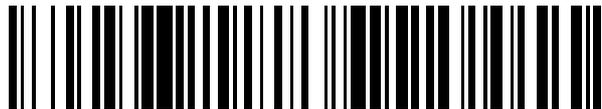


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 408 780**

51 Int. Cl.:

**A61B 3/107** (2006.01)

**A61B 3/117** (2006.01)

**A61B 3/15** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.07.2011 E 11174478 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.02.2013 EP 2415394**

54 Título: **Dispositivo y procedimiento oftálmico**

30 Prioridad:

**05.08.2010 IT FI20100173**

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

**21.06.2013**

73 Titular/es:

**COSTRUZIONI STRUMENTI OFTALMICI C.S.O.  
S.R.L. (100.0%)  
Via degli Stagnacci, 12/E Badia a Settimo  
50010 Scandicci (Firenze), IT**

72 Inventor/es:

**PIERI, SILVANO;  
SPADINI, SIMONE;  
VERSACI, FRANCESCO y  
VESTRI, GABRIELE**

74 Agente/Representante:

**ISERN JARA, Jorge**

**ES 2 408 780 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**

Dispositivo y procedimiento oftálmico

5 La presente invención se refiere al sector de los dispositivos y procedimientos oftálmicos, y en particular a dispositivos y procedimientos para analizar la córnea y/o el segmento anterior del ojo.

10 A lo largo de los últimos años, se han desarrollado una serie de dispositivos oftálmicos del tipo antes mencionado, basado en la iluminación mediante una ranura de una sección de la córnea, y después de registrar dicha sección iluminada, a través de un sistema de observación adecuado. La mayor parte de estos dispositivos captan y registran imágenes de varias secciones del ojo, por rotación de los dispositivos de captación alrededor del eje óptico del ojo, y a través de un proceso apropiado obtienen una reconstrucción tridimensional de la cámara anterior del propio ojo.

15 Uno de los problemas principales que se han experimentado cuando se utiliza este tipo de dispositivos es que los ojos del paciente, aunque cooperen y se concentren correctamente fijando el punto de fijación proporcionado por el dispositivo, no se pueden mantener completamente fijos. Por otra parte, la exploración del ojo requiere un cierto periodo de tiempo a efectos de completarla. Por lo tanto, lo que ocurre es que, durante la exploración con rotación, la posición ideal para captar el ojo resulta desalineada con respecto al eje de rotación del dispositivo de captación. Esta desalineación, cuando se posicionan las secciones individuales, una con respecto a otra y, por lo tanto, en la fase de reconstrucción tridimensional de la cámara anterior, puede conducir a artefactos y considerables errores.

20 A efectos de resolver este problema, se han propuesto diferentes procedimientos de corrección "a posteriori" y se han implementado en dispositivos que se encuentran actualmente en el mercado. Un ejemplo de esta forma de enfocar el problema es el proporcionado por el dispositivo que se describe en el documento EP1430829. Ciertamente, una solución funcional específica forma el objeto de dicha patente, es decir, registrar simultáneamente imágenes seccionales e imágenes frontales, mostrando estas últimas una imagen de la parte en sección iluminada de la córnea, a efectos de hacer posible asignar una sección captada en el momento T al área que está realmente iluminada formada por la imagen frontal.

25 Esta segunda solución tiene los siguientes inconvenientes:

- almacenar la imagen dos veces (desde la parte frontal y desde la parte lateral) significa una carga de trabajo funcional adicional del examen, y un aumento en los costes de cálculo;
- la compensación a posteriori, en cualquier caso, no ofrece la solución completamente satisfactoria, puesto que es necesario que exista una interpolación matemática de los datos cuando se asignan a su posición nuevamente, y una interpolación es, desde luego, menos fiable que una medición directa de datos.

30 También se conocen soluciones de corrección activas. Por ejemplo, el documento US7712899 describe una solución con dos canales perpendiculares para registro simultáneo de dos secciones del ojo, y un tercer canal de observación de vídeo, que es capaz de detectar la posible desalineación del ojo y la consiguiente corrección por el movimiento de una parte considerable de los dos sistemas de registro de las secciones.

35 No obstante, a su vez, un sistema de este tipo es estructuralmente y operativamente complejo, por lo tanto, su aplicación práctica se opone a problemas constructivos, dificultades de control e inexactitud de los resultados.

El documento EP 0 933 060 A1 da a conocer el aparato que pertenece a la técnica anterior.

40 El objetivo de la presente invención consiste en dar a conocer un procedimiento y dispositivo de medición que solucionan el problema de desalineación del ojo del paciente durante el examen de manera más satisfactoria, en términos de simplificación y reducción de los costes de examen de exactitud de los resultados con respecto a los sistemas conocidos que siguen un enfoque a posteriori, tal como el anteriormente mencionado, por ejemplo, u otros que, también dentro de dicho enfoque genérico, adoptan soluciones alternativas.

45 Un objetivo específico de la presente invención consiste en dar a conocer un procedimiento y un dispositivo del tipo antes mencionado que adoptan un sistema de corrección activo o previo que es fiable, constructivamente y funcionalmente simple.

50 De acuerdo con la presente invención, estos y otros objetivos se consiguen con un dispositivo y un procedimiento que presenta las características esenciales de acuerdo con la primera y octava de las reivindicaciones adjuntas.

55 Un primer sistema de proyección de luz crea una cuchilla plana de luz que atraviesa una sección transversal de la cámara anterior del ojo sometido a examen. Esta luz es difundida por las estructuras del ojo con las que se encuentra y puede ser observada por un sistema de captación o adquisición dispuesto a un cierto ángulo con respecto al plano de la cuchilla de luz. El sistema de captación forma una imagen enfocada sobre el sensor que registra la sección de la cámara anterior atravesada por la cuchilla de luz.

Se requiere al paciente que fije un punto de fijación que consiste en un haz colimado generado por un segundo sistema de iluminación y proyección. La cuchilla de luz antes mencionada del primer sistema de proyección de luz es paralela al haz de fijación.

5 Los movimientos del ojo son detectados a través de la lectura de la imagen del haz de fijación colimado reflejado por la córnea, por un elemento de detección electroóptico.

10 Un elemento óptico móvil insertado en la trayectoria común de la cuchilla de luz del primer sistema de proyección de luz, del haz colimado del segundo sistema de proyección de luz y de la imagen reflejada de la córnea, permite la traslación controlada de la misma cuchilla y de los otros haces en una dirección que es perpendicular al plano en el que se encuentra el mismo haz.

15 Los movimientos posibles del ojo del paciente, con respecto al dispositivo, conducen a su desplazamiento alejándolo de la posición ideal, siendo dicha posición aquella en la que la cuchilla de luz pasa a través del vértice de la córnea. El sistema de medición define cuantitativamente la magnitud de dicho movimiento. En respuesta a esta medición, el elemento óptico móvil, cruzado por los haces, es desplazado en una magnitud adecuada a efectos de desplazar la cuchilla de luz a la posición que atraviesa el vértice corneal. En estas condiciones, también la imagen reflejada de la córnea es realineada sobre el vértice de la córnea.

20 De acuerdo con la invención, la desalineación del ojo del paciente es corregida activamente al llevar la cuchilla de luz nuevamente al vértice corneal, en cuyo caso, cuando se capta una imagen, la posición del paciente no es correcta.

25 Otras características y ventajas del dispositivo y procedimiento oftálmicos, según la presente invención, se aclararán a partir de la siguiente descripción de una de sus realizaciones que tiene carácter de ejemplo no limitativo, haciendo referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

- 30 - las figuras 1a y 1b representan un diagrama a título de ejemplo del dispositivo para analizar el segmento anterior del ojo, en el que, en la figura 1a se ha representado la trayectoria óptica de la iluminación desde la fuente al ojo y, en la figura 1b, se ha representado la trayectoria óptica del punto de fijación desde la fuente luminosa al ojo y de la trayectoria inversa de la imagen reflejada por la córnea;
- 35 - Las figuras 2a, 3a, 2b, 3b, 2c y 3c representan pares de vistas del ojo sometido a examen, incluyendo cada par una vista frontal y una vista en sección, respectivamente, entre situaciones distintas de desalineación del ojo, y de traslación de la cuchilla de luz para iluminar el ojo mencionado.

Haciendo referencia a las figuras 1a y 1b, en una realización del dispositivo según la presente invención, un dispositivo de iluminación 11 ilumina frontalmente, en un primer sistema de proyección del luz indicado por completo con el numeral de referencia 1 y que se puede definir como central, el ojo E del paciente y en particular la cámara anterior correspondiente a efectos de indicar una sección del mismo.

40 El sistema óptico central comprende un grupo óptico 12 para llevar a cabo la emisión de luz del dispositivo de iluminación 11, en la distancia de captación correcta que se puede determinar, de acuerdo con principios ópticos conocidos, en forma de una cuchilla de luz L (figura 1a).

45 Un sistema de captación 2 está dispuesto en el exterior del haz de proyección central, de manera que enfoque, sobre un dispositivo 21 de captación de imagen del mismo, de manera típica, un sensor CCD, la sección iluminada por el sistema óptico central 1, y en particular por el dispositivo de iluminación 11. El sensor 21 observa la sección de la córnea desde una posición fuera de la cuchilla de luz generada por el dispositivo de iluminación 1, y puede estar dispuesto de manera ventajosa de acuerdo con una configuración Scheimpflug.

50 Una fuente de luz 311 genera un punto de fijación luminoso y proyecta hacia el ojo E a través de un segundo sistema de proyección de luz para obtener un haz de luz colimado F, de manera tal que sea percibido en el infinito por el paciente. Este sistema, que se ha indicado en su conjunto con el numeral de referencia 3, comprende un diafragma 312, un grupo de lentes 313, todos ellos integrados con la fuente de luz 311 en un dispositivo de fijación 31 que, como tal, puede ser considerado convencional. El dispositivo de fijación 31 está dispuesto a efectos de obtener una proyección paralela a la proyección del primer sistema 1.

55 El segundo sistema de proyección de luz 3 comprende, además, un par de desviadores de haz, o separadores de haz 32, 33, el primero de los cuales, indicado con el numeral de referencia 32, desvía la proyección del dispositivo de fijación sobre un eje óptico del segundo sistema de proyección de luz, lateralmente, o bien, tal como en el ejemplo, perpendicular al primer eje óptico. El segundo divisor de haz de luz 33 está dispuesto en el eje óptico del primer sistema, a efectos de desviar la proyección del dispositivo de fijación 31 a lo largo de dicho primer eje óptico, más abajo del elemento óptico anteriormente mencionado 12, y coopera con otros elementos ópticos 34 dispuestos más abajo, es decir, hacia el ojo E, adecuados para conseguir la colimación deseada (figura 1b).

Como parámetro de construcción fijo, la cuchilla de luz generada por el dispositivo de iluminación 11 del primer sistema central se encuentra en un plano que es paralelo a la dirección del haz de fijación colimado generado por el dispositivo de fijación 31. Como consecuencia, cuando el ojo E está posicionado correctamente para la captación de imagen en el plano xy (es decir, un plano tangente al ojo en el punto de incidencia del eje óptico central, ver el sistema de coordenadas cartesianas indicado en la figura 1a), el punto imagen de dicho haz de fijación, reflejado por la córnea, se encuentra sobre el plano de la cuchilla de luz.

Un detector 4, típicamente en forma de una matriz de sensores electroópticos 4, está asociado con el segundo sistema de proyección de luz a lo largo del eje óptico lateral relativo a efectos de estar adaptado para detectar la posición de una imagen, reflejada por la córnea, del haz de fijación colimado, generado tal como se ha mencionado por el dispositivo de fijación 31 y, por lo tanto, a su vez desviado por los componentes anteriormente descritos. El haz reflejado está representado por una línea más ligera con respecto a la del haz colimado en la figura 1b.

Una unidad 5 de proceso y control comprende medios de proceso adecuados para recibir y procesar la señal digital detectada por el detector 4, es decir, una señal representativa de la posición de la imagen reflejada del haz colimado sobre la córnea del ojo E. Un técnico en la materia apreciará que este resultado puede ser obtenido tanto por un proceso de base digital como por un medio de control analógico. La unidad de proceso 5 es también adecuada para emitir una señal de control de un accionador 6, cuyo accionamiento impulsa un elemento óptico móvil 7 dispuesto a efectos de intersección de la cuchilla de luz, el haz de fijación colimado y la correspondiente imagen colimada de la córnea, a efectos de desplazar la cuchilla de luz y mantenerla centrada en la posición del vértice corneal, compensando activamente los movimientos voluntarios o involuntarios del ojo del paciente.

En una posible realización, este elemento óptico móvil 7 colocado entre el primer y el segundo sistema de proyección 1, 3 y el ojo E, puede estar constituido por una simple lámina transparente plana y paralela que pivota (tal como se ha indicado por las flechas) alrededor de un eje que es paralelo al plano xy, y al plano en el que se encuentra la cuchilla de luz L. Por lo tanto, en la práctica, este eje de rotación está de acuerdo con la dirección definida por el eje indicado por Y en la figura 1a. La lámina, cuando sus caras son perpendiculares a la cuchilla de luz (posición nominal) no altera su trayectoria óptica. Por otra parte, al oscilar la lámina 7 con respecto a la posición nominal, la cuchilla de luz que ilumina el ojo es trasladada en una magnitud que depende del ángulo de oscilación (ver nuevamente las flechas de la figura 1a). Se debe observar además que esta oscilación de la lámina 7 no modifica la dirección del haz de fijación colimado proyectado por el dispositivo de fijación 31, que es percibido, por lo tanto, siempre en la misma dirección por el paciente. Desde el punto de vista del sensor 4, por otra parte, el movimiento de la cuchilla de luz provocado por la basculación de la lámina 7 es percibido (reflexión F' en la figura 1b) como un movimiento opuesto de la imagen de la reflexión del haz de fijación colimado. Cuando esta reflexión se encuentra en el plano de la cuchilla de luz, su imagen sobre el sensor 4 se encuentra en una posición que está determinada de forma unívoca, y representa la posición de alineación correcta.

La unidad de proceso y control 5 basada en el error detectado por el sensor 4, impulsa, por lo tanto, la oscilación de la lámina 7, de manera que este error se hace nulo, obteniendo de esta manera la alineación antes mencionada. En la práctica, el error se hace nulo cuando, gracias al efecto prismático de la lámina 7, la reflexión del punto de fijación F' ha vuelto al centro del sensor 4 y, con él, la cuchilla de luz L ha vuelto a chocar con la córnea en su vértice. Este proceso de control puede funcionar, desde luego, con un software obviamente implementado en la unidad 5.

A efectos de comprender mejor y más profundamente la forma en la que funciona el dispositivo, de acuerdo con la presente invención, se hará referencia a continuación a las situaciones mostradas en las figuras 2 y 3 (a, b, c).

En las figuras 2a y 3a, se ha mostrado la situación ideal en la que el ojo está alineado, la reflexión del punto de fijación está alineada con el vértice corneal, el plano de la cuchilla de luz pasa a través del vértice corneal. En este caso, la unidad de proceso y control 5 puede mantener la lámina 7 en situación nominal.

En las figuras 2b y 3b se ha mostrado una situación no ideal en la que el ojo no está alineado de manera apropiada, la reflexión del punto de fijación está desplazada desde el vértice corneal en una cierta magnitud, y el plano de la cuchilla de luz no pasa por el vértice corneal si la lámina 7 se mantiene en posición nominal. Esta situación es detectada gracias al sensor 4 y es captada por la unidad 5. Como respuesta, para desplazar la cuchilla de luz, de manera que pase al vértice corneal, es necesario que la unidad 5 haga bascular la lámina 7 en un cierto ángulo. En las figuras 2c y 3c se ha mostrado en la situación en la que esto ocurre. En esta etapa, la sección ocular iluminada es la sección deseada, es decir, la sección que pasa por el vértice corneal, aunque el ojo esté desalineado (desalineación que se puede observar por el desplazamiento con respecto al origen del sistema cartesiano representado en las figuras y tomado como referencia).

Las diferencias y ventajas con respecto a los dispositivos análogos conocidos, tales como, por ejemplo, el dispositivo que se da a conocer en EP1430829, son evidentes si solamente se considera que la presente invención no consigue un procedimiento de corrección a posteriori o pasivo, sino un procedimiento de corrección activo.

Incluso con respecto al sistema de corrección activo propuesto ya en el documento US7712899 se consigue una ventaja clara y considerable, incluso si se considera solamente que la acción de corrección de la desalineación

consiste simplemente en el movimiento de la iluminación que genera la sección a registrar y, por lo tanto, con una drástica simplificación, en construcción y en funcionamiento, lo que significa menores costes y una mayor fiabilidad.

- 5 La presente invención ha sido descrita hasta el momento, haciendo referencia a sus realizaciones a título de ejemplo. Se debe comprender que otras realizaciones podrían utilizar configuraciones ópticas que, aunque estuvieran dispuestas de forma diferente con respecto a las mostradas e integradas con componentes/funciones adicionales, se encuentran dentro del alcance de protección de las siguientes reivindicaciones.

**REIVINDICACIONES**

1. Dispositivo oftalmológico para la captación y/o medición de las características del ojo (E) de un paciente, especialmente de la cámara anterior del ojo, que comprende:

- un primer sistema de proyección de luz (1) adaptado para iluminar una sección transversal de la cámara anterior sometida a examen con un haz de luz de iluminación (L) a lo largo de un eje óptico relevante;
- un sistema de captación (2) adaptado para observar una imagen de la sección transversal de la cámara anterior iluminada por dicho primer sistema de proyección de luz (1) en una posición de captación correcta;
- un segundo sistema de proyección de luz (3) adaptado para generar un haz de luz de fijación (F) que determina un punto de fijación para el ojo del paciente como referencia para dicha posición de captación correcta;

caracterizado porque comprende además: medios de detección y de control (4, 5, 6, 7) que comprenden un elemento óptico móvil (7) adaptado para interferir, como mínimo, con dicho haz de iluminación (L) y, con su movimiento, desplazar el haz; medios sensores (4) adaptados para detectar un movimiento del ojo con respecto a dicha posición de captación correcta, y una unidad de control (5) adaptada para controlar, como respuesta a la detección por dichos medios sensores (4), el funcionamiento de dicho elemento óptico móvil (7) para desplazar dicho haz (L) hacia dicha posición de captación correcta.

2. Dispositivo, según la reivindicación 1, en el que dicho dispositivo sensor (4) de dichos medios de detección y control está adaptado para detectar la reflexión (F') de dicho haz de fijación (F) por dicha cámara anterior, estando adaptada dicha unidad de control (5) para controlar el funcionamiento de dicho elemento óptico móvil (7) basándose en un desplazamiento de dicha reflexión (F') detectada por dichos medios sensores (4).

3. Dispositivo, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que dicho elemento óptico móvil (7) es una lámina sustancialmente plana, transparente (7) soportada con capacidad de pivotamiento e impulsada por un dispositivo de accionamiento (6) controlados por dicha unidad de control (5).

4. Dispositivo, según la reivindicación 3, en el que dicha lámina (7) está adaptada para oscilar alrededor de un eje de rotación paralelo con el plano tangente al ojo en el punto de incidencia del eje óptico de dicho primer sistema de proyección de luz (1).

5. Dispositivo, según la reivindicación 4, en el que dicho primer sistema de proyección de luz (1) está adaptado para generar un haz de iluminación laminar (L), siendo dicho eje de rotación de dicha lámina (7) paralelo al plano en el que se encuentra dicho haz laminar (L).

6. Dispositivo, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que dicho segundo sistema de proyección de luz (3) está adaptado para generar un haz de luz colimado (F) a lo largo de dicho eje óptico de dicho primer sistema de proyección de luz (1), y comprende medios de desviación óptica (32, 33) dispuestos entre dicho eje óptico del mencionado primer sistema (1) y un eje óptico lateral que interfiere con dicho dispositivo sensor (4).

7. Dispositivo, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que dicho sistema de captación (2) está dispuesto en una configuración Scheimpflug con respecto a dicho primer sistema de proyección de luz (1).

8. Procedimiento para la captación de imágenes y/o medición de características del ojo (E) de un paciente, es decir, de la cámara anterior del ojo, que comprende:

- iluminación de una sección transversal de la cámara anterior sometida a examen con un haz de luz de iluminación (L) de un primer sistema de proyección de luz (1) a lo largo de un eje óptico relevante;
- observación con el sistema de captación (2) de una imagen de la sección transversal de la cámara anterior iluminada por dicho haz de luz de iluminación (L) en una posición de captación correcta;
- generar con un segundo sistema de proyección de luz (3) un haz de fijación (F) que determina un punto de fijación para el ojo del paciente como referencia para dicha posición correcta de captación;

caracterizado porque un elemento óptico móvil (7) interfiere, como mínimo, con dicho haz de iluminación (L), se detecta un movimiento del ojo (E) con respecto a dicha posición correcta, y como respuesta a la operación de detección de dicho elemento óptico móvil (7) es controlado para desplazar dicho haz (L) hacia una posición correcta de captación.

9. Procedimiento, según la reivindicación 8, en el que, como mínimo, se detecta la reflexión (F') de dicho haz de fijación (F) por dicha cámara anterior del ojo, siendo controlado el funcionamiento de dicho elemento óptico móvil (7) basándose en la detección del desplazamiento de dicha reflexión (F').

10. Procedimiento, según la reivindicación 8 o 9, en el que dicho elemento óptico móvil (7) es una lámina (7) sustancialmente plana, transparente, soportada con capacidad de pivotamiento.
- 5 11. Procedimiento, según la reivindicación 10, en el que dicha lámina (7) es desplazada en pivotamiento alrededor de un eje de rotación paralelo a la tangente al ojo en el punto de incidencia del eje óptico de dicho primer sistema de proyección de luz (1).
- 10 12. Procedimiento, según la reivindicación 11, en el que dicho primer sistema de proyección de luz (1) genera un haz de iluminación laminar (L), siendo el eje de rotación de dicha lámina (7) paralelo al plano en que se encuentra dicho haz laminar (L).
- 15 13. Procedimiento, según cualquiera de las reivindicaciones 8 a 12, en el que dicho segundo sistema de proyección de luz (3) genera un haz de luz colimado (F) a lo largo de dicho eje óptico de dicho primer sistema de proyección de luz (1), estando dispuesta una desviación óptica entre dicho eje óptico del mencionado primer sistema y un eje óptico lateral a lo largo del cual se lleva a cabo dicha detección.
- 20 14. Procedimiento, según cualquiera de las reivindicaciones 8 a 13, en el que dicho sistema de captación (2) está dispuesto en una configuración Scheimpflug con respecto a dicho primer sistema de proyección de luz (1).

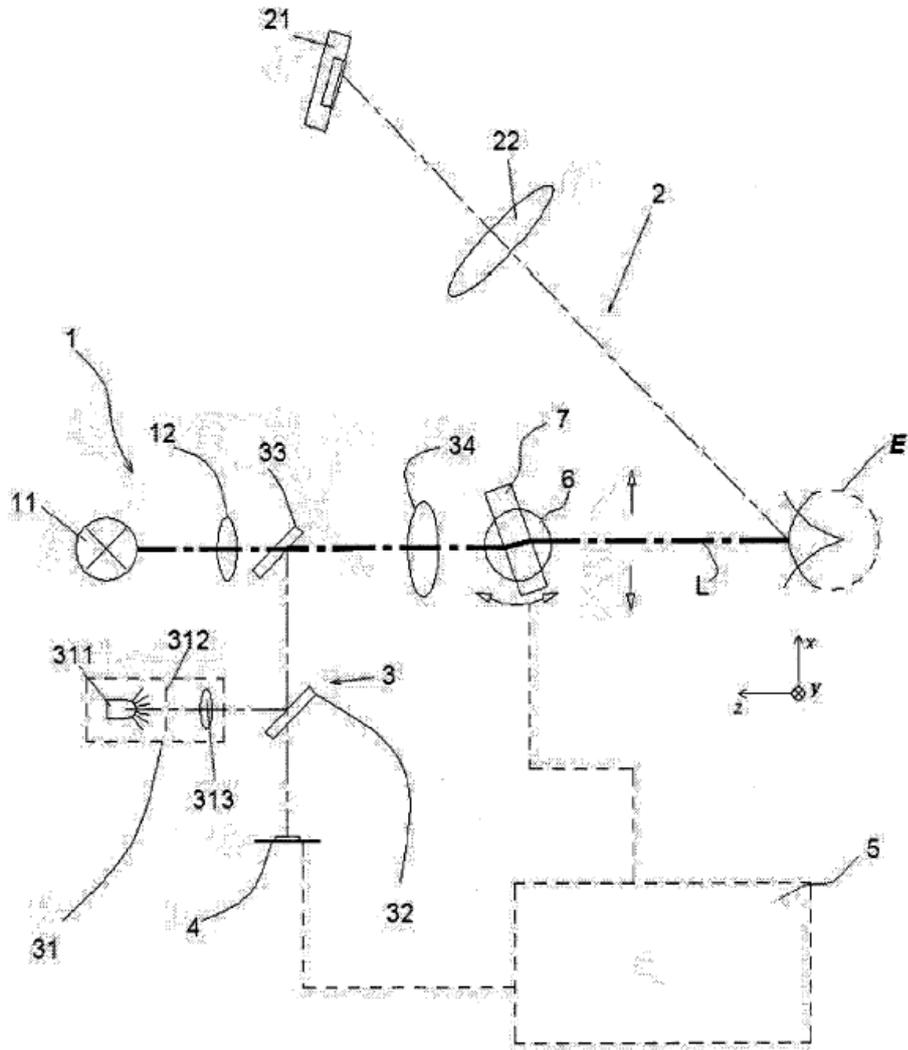


Fig. 1a

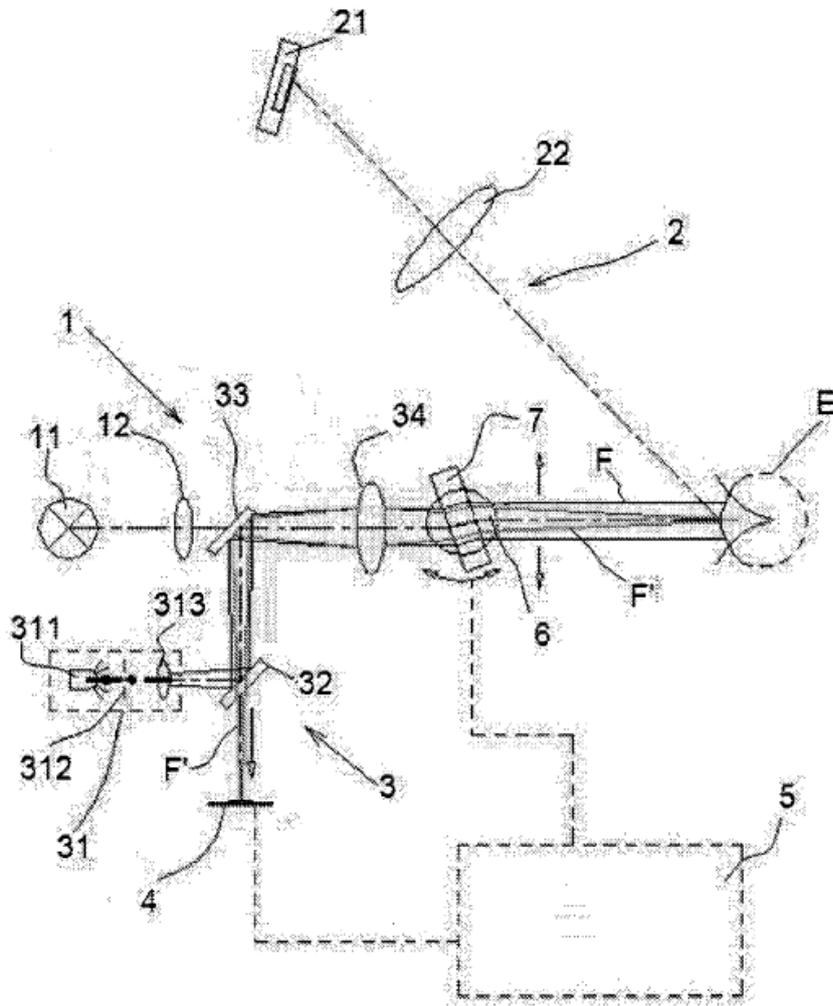


Fig. 1b

