(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 605 410**

(51) Int. CI.:

G02B 26/10 (2006.01)
G02B 3/14 (2006.01)
A61F 9/008 (2006.01)
B23K 26/04 (2006.01)
B23K 26/06 (2006.01)
G02B 27/00 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.03.2006 E 06005655 (3)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.10.2016 EP 1837696**

(54) Título: **Sistema óptico de formación de imagen y procedimiento de control, así como utilización de dicho sistema**

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
14.03.2017

(73) Titular/es:

WAVELIGHT GMBH (100.0%)
AM WOLFSMANTEL 5
91058 ERLANGEN, DE

(72) Inventor/es:

MROCHEN, MICHAEL;
DONITZKY, CHRISTOF y
VOGLER, KLAUS

(74) Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

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

Sistema óptico de formación de imagen y procedimiento de control, así como utilización de dicho sistema.

La presente invención se refiere a un sistema óptico de formación de imagen con varias lentes, un procedimiento para controlar un sistema óptico de formación de imagen y la utilización de dicho sistema.

Los sistemas de láser con impulsos de láser breves, por ejemplo en el rango de milisegundos a femtosegundos han encontrado diversas aplicaciones en el procesamiento de material y en la técnica médica. En este caso, son particularmente importantes unas acciones fotoablativas y fotodisruptivas de la radiación láser.

Para controlar la radiación láser en un plano, que es generalmente perpendicular al eje óptico del sistema de formación de imagen y que se designa usualmente como plano x-y, son conocidas unas unidades de exploración (sistemas de escaneo) que, por ejemplo, se basan en el principio galvanométrico.

Muchas aplicaciones en el procesamiento de material y en la cirugía médica requieren un enfoque altamente preciso con dimensiones reducidas del foco, por ejemplo un enfoque en un área con pocos micrómetros de diámetro.

El enfoque de la radiación se realiza típicamente en el eje z que es perpendicular al plano x-y, que coincide en general con el eje óptico del sistema de formación de imagen. En el estado de la técnica se produce en general una variación de la posición del foco en la dirección z por el desplazamiento de las lentes a lo largo del eje z, por ejemplo por el desplazamiento de un telescopio. En general, son necesarias aquí precisiones con respecto a la posición del foco en el rango de pocos µm.

Las aplicaciones típicas de sistemas de láser de exploración, que contienen un control del foco (también denominado spot) en direcciones x-y-z, son en la industria la fotolitografía, el corte y taladrado de metales u otros materiales así como el grabado de material transparentes.

Las aplicaciones típicas de tales sistemas de láser con control tridimensional del spot en el diagnóstico médico son la tomografía de coherencia óptica, la microscopía confocal, la oftalmoscopia y la óptica adaptiva.

Las aplicaciones típicas de sistemas de formación de imagen ópticos de la técnica citada al principio con control del punto focal en el plano x-y y en el eje z en la terapia médica son la cirugía refractiva de córnea con, por ejemplo, láseres excímeros, la cirugía intraocular con láseres de femtosegundos (por ejemplo, en corte LASIK), la dermoabrasión, por ejemplo con láseres erbio:YAG, o también la fotocoagulación de retina.

El documento JP 2000-171742 divulga un sistema de exploración óptico en el que una fuente de luz, un condensador y una unidad de exploración están dispuestos consecutivamente sobre un eje óptico, y en el que la radiación que emana de la fuente de luz y es desviada en la unidad de exploración, explora una superficie (véase la figura 1). El condensador consta de una lente condensadora y una lente que es variable en su foco. En el documento JP 2000-171742 la unidad de exploración se encuentra en la posición más exterior referido al eje óptico del dispositivo. Por tanto, el documento JP 2000-171742 no revela ningún sistema óptico de formación de imagen en el que la unidad de exploración está dispuesta en la trayectoria de los rayos detrás de un telescopio y delante de una lente de enfoque, en el que una lente líquida compensa la curvatura del campo de imagen de una lente de enfoque.

El documento JP 2-289815 describe un dispositivo de exploración óptico para eliminar curvaturas de campo en una dirección de exploración poniendo a disposición un aparato para modificar la longitud focal. En este caso, a lo largo de un eje óptico está dispuesta una lente, una lente, una unidad de exploración, una lente y una lente de enfoque. La unidad de exploración no se encuentra en la trayectoria de los rayos detrás de un telescopio y delante de una lente de enfoque. La combinación de las dos lentes, detrás de las cuales está dispuesta la unidad de exploración, no puede designarse telescopio.

El documento US 2004/0243111 A1 se refiere a un sistema de láser para mecanizar tejido. El sistema comprende una fuente de láser para generar una radiación láser que se acopla a una óptica de ensanchamiento de rayo. Con ayuda de la óptica de ensanchamiento de rayo, puede adaptarse el diámetro del rayo, utilizándose como óptica de ensanchamiento de rayo, por ejemplo, un telescopio con una lente de dispersión más una lente colectora. La radiación láser ensanchada se guía con ayuda de un aparato de desviación de rayo como, por ejemplo, un escáner XY, hacia un aparato de enfoque de rayo, que puede desplazarse a lo largo del eje Z y permite el desplazamiento del punto focal. Alternativamente, puede utilizarse un sistema óptico de enfoque con distancia focal variable para desplazar la posición de foco en la dirección Z.

Para las técnicas antes citadas, en particular la cirugía refractiva de córnea, la invención tiene el objetivo de proporcionar unos medios con los que sea posible un control de foco en las direcciones x, y y z de una manera sencilla y con alta precisión.

Este objetivo se logra por medio de un sistema óptico de formación de imagen según la reivindicación 1.

Para ello, la invención proporciona un sistema óptico de formación de imagen con varias lentes, siendo por lo menos una de las lentes una lente líquida eléctricamente ajustable, y con una unidad de exploración en un plano x-y, en el que la lente líquida está prevista para un desplazamiento del foco de la imagen en dirección z, que es perpendicular al plano x-y.

Las lentes líquidas son conocidas como tales y se basan en el efecto Lippmann (véase W. Mönch, W.F. Kromann, H. Zappe, “Variable Brennweite durch flüssige Mikrolinsen” en Photonik 4/2005, p.44). Por medio de la aplicación de una tensión se modifica la curvatura de la superficie de una lente líquida y, por tanto, su distancia focal. En particular, gracias a la variación de la tensión eléctrica, las lentes líquidas hacen posible una variación de la fuerza de refracción de algunos 10 dpt dentro de pocos milisegundos.

Según una variante, la invención enseña un sistema óptico de formación de imagen con por lo menos una lente de enfoque, por lo menos dos lentes en un telescopio, en el que por lo menos una de las lentes de telescopio es una lente líquida eléctricamente ajustable, y con una unidad de exploración en un plano x-y, que está dispuesta en la trayectoria de radiación detrás del telescopio y delante de la lente de enfoque, en el que la lente líquida compensa la curvatura del campo de imagen de la lente de enfoque.

La invención incluye también un procedimiento para controlar un sistema óptico de formación de imagen con una unidad de exploración en un plano x-y y con medios de enfoque para enfocar la imagen en una dirección z, que es perpendicular al plano x-y, caracterizado por que el procedimiento de control se basa en una función matemática que contiene la posición del foco en la dirección z como una función directa de la posición en el plano x-y.

Según una variante, la invención incluye un procedimiento para controlar un sistema óptico de formación de imagen según un programa de control con el que se controla un foco de la imagen en la dirección de la radiación, en el que se mide la posición del foco y el control ajusta el foco dependiendo de la medición.

En particular, la invención enseña la utilización de uno de los sistemas de formación de imagen y el procedimiento anteriormente descritos en la cirugía de la córnea, por ejemplo LASIK, utilizando un láser de femtosegundos. Asimismo, la invención puede utilizarse en general en el mecanizado de material tecnológico.

A continuación, se describe con detalle un sistema óptico de formación de imagen con ayuda de los dibujos.

Las figuras 1a y 1b muestran esquemáticamente la estructura de un sistema óptico de formación de imagen, con la que puede ajustarse la posición de un foco en un eje z.

A modo de ejemplo, el sistema de formación de imagen debe explicarse con miras a la utilización de un láser de femtosegundos (es decir, un láser pulsado con longitudes de impulso inferiores a un picosegundo) en la cirugía LASIK de córnea.

Una cabeza de láser emite los mencionados pulsos láser cortos y provoca, por ejemplo por fotodisrupción, el corte de un denominado colgajo en la córnea. Para ello, la radiación láser se enfoca en el estroma por debajo de la superficie de la córnea y se controla de manera espacio-temporal, de modo que se corte la forma de colgajo deseada. Para ello es necesario un control tridimensional del foco del pulso láser, es decir, un control en la dirección x, y y z. El control en el plano x-y que, en la figura, es perpendicular al plano del dibujo y al que es perpendicular el eje z, que representa también el eje óptico del sistema óptico de formación de imagen mostrado, se realiza con medios convencionales, por ejemplo con el principio galvanométrico, y no está representado aquí con más detalle. Por tanto, se puede recurrir al estado de la técnica.

Está representada en detalle la variación del foco en la dirección z que es perpendicular al plano x-y, que está representada en la figura.

A continuación, se especifican las abreviaturas utilizadas en la figura y las magnitudes físicas descritas respectivamente para ello:

Abreviaturas	Magnitudes físicas
L1	Distancia cabeza de láser – Lente 1
D1	Diámetro de la lente 1
f1	Distancia focal de la primera lente (dispersión)
L2	Distancia de las dos lentes en el telescopio
D2	Diámetro de la lente 2
f2	Distancia focal de la segunda lente
V	Aumento
L3	Distancia entre las segunda y tercera lentes
D3	Diámetro de la tercera lente

Abreviaturas	Magnitudes físicas
f3	Distancia focal de la segunda lente
L4	Distancia entre la tercera lente y el punto focal
fs	Desplazamiento del punto focal

Por lo menos una de las lentes en la óptica de formación de imagen es una lente líquida eléctricamente controlable. Para una mejor comprensión de la invención considérese seguidamente el caso – que no cumple la condición de la reivindicación 1, según la cual por lo menos una de las lentes telescópicas debe ser una lente líquida – de que la lente D3 sea una lente líquida de este tipo. Por medio de la modificación de la distancia focal f3 de esta lente, la posición del punto focal, es decir, la distancia L4 entre la lente D3 y el punto de foco, puede modificarse de forma rápida y precisa.

La figura 1a muestra el estado de la formación de imagen sin tensión aplicada a la lente líquida D3, mientras que la figura 1b muestra la variación de la posición del foco en la dirección z al aplicar una tensión U=50V a la lente líquida D3.

Las figuras 1a y 1b muestran un telescopio de ensanchamiento, en el que sin tensión aplicada a la lente líquida D3 (U=0V) resulta: $f_3=f_{31}$. Al aplicar una tensión U=50V según la figura 1b resulta $f_3=f_{32}<f_{31}$.

La lente líquida y la unidad de exploración (no mostrada en detalle en la figura) en el plano x-y se controlan por un ordenador según un programa de control. En la generación de un colgajo en el procedimiento LASIK, el programa de control se aplica de tal manera que a cada posición en el plano x-y (en el que el plano está discretizado en puntos), esté asociada una posición en el eje z. Por medio de esta conexión funcional directa entre la posición x-y y la posición z, el programa de control puede representarse fácilmente.

Un perfeccionamiento no representado en detalle en la figura prevé que la posición z del foco se vigile con un dispositivo de medición. El control se realiza entonces online de tal manera que la medición intervenga directamente en el programa de control y, en caso de un desplazamiento no deseado del foco en el eje z, se active de manera correspondiente la lente líquida para fines corrección.

REIVINDICACIONES

1. Sistema óptico de formación de imagen, que comprende:

- por lo menos una lente de enfoque,

- por lo menos dos lentes en un telescopio,

- una unidad de exploración en un plano x-y,

caracterizado por que por lo menos una de las lentes telescópicas es una lente líquida eléctricamente ajustable y la unidad de exploración está dispuesta en la trayectoria de los rayos detrás del telescopio y delante de la lente de enfoque, estando el sistema de formación de imagen previsto para compensar la curvatura del campo de imagen de la lente de enfoque por medio del ajuste eléctrico de la lente líquida.

2. Procedimiento para controlar un sistema óptico de formación de imagen según la reivindicación 1, en el que dicha por lo menos una lente de enfoque está dispuesta para enfocar la imagen en una dirección z, que es perpendicular al plano x-y, en el que el procedimiento de control se basa en una función matemática, que comprende la posición del foco en la dirección z como una función directa de la posición en el plano x-y.

3. Procedimiento para controlar un sistema óptico de formación de imagen según la reivindicación 1 según un programa de control, con el que un foco de la imagen es controlado en la dirección de la radiación, siendo la posición del foco medida y ajustando el control el foco en función de la medición.

4. Utilización de un sistema óptico de formación de imagen según la reivindicación 1 con un láser de femtosegundos en la cirugía de la córnea.

5. Utilización de un sistema óptico de formación de imagen según la reivindicación 1 en el procesamiento de material.

6. Procedimiento según una de las reivindicaciones 2 o 3 con la utilización de un láser de femtosegundos en la cirugía de la córnea.

7. Procedimiento según una de las reivindicaciones 2 o 3 para su utilización en el procesamiento de material.

Fig. 1a

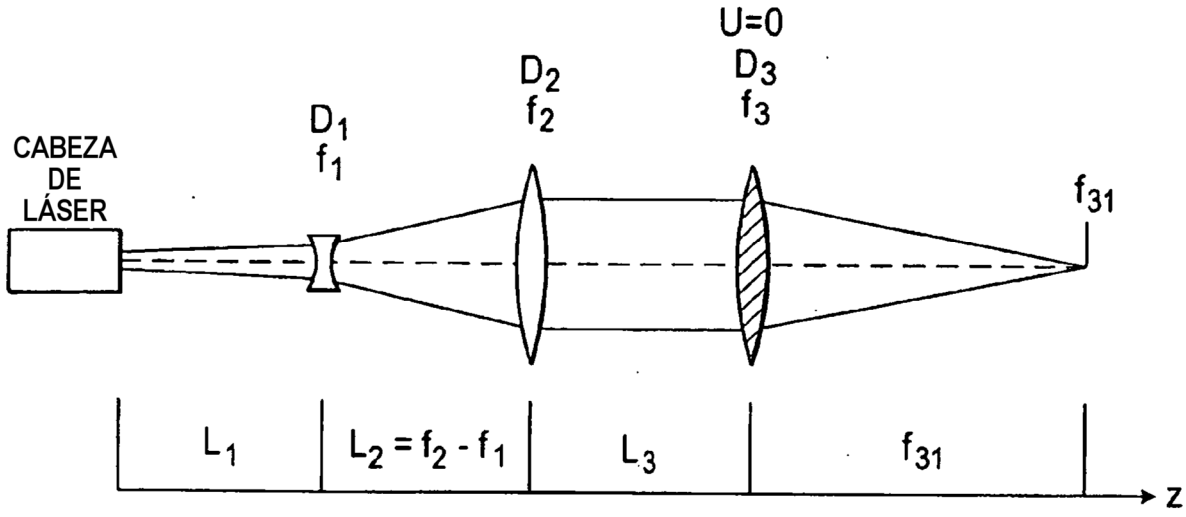
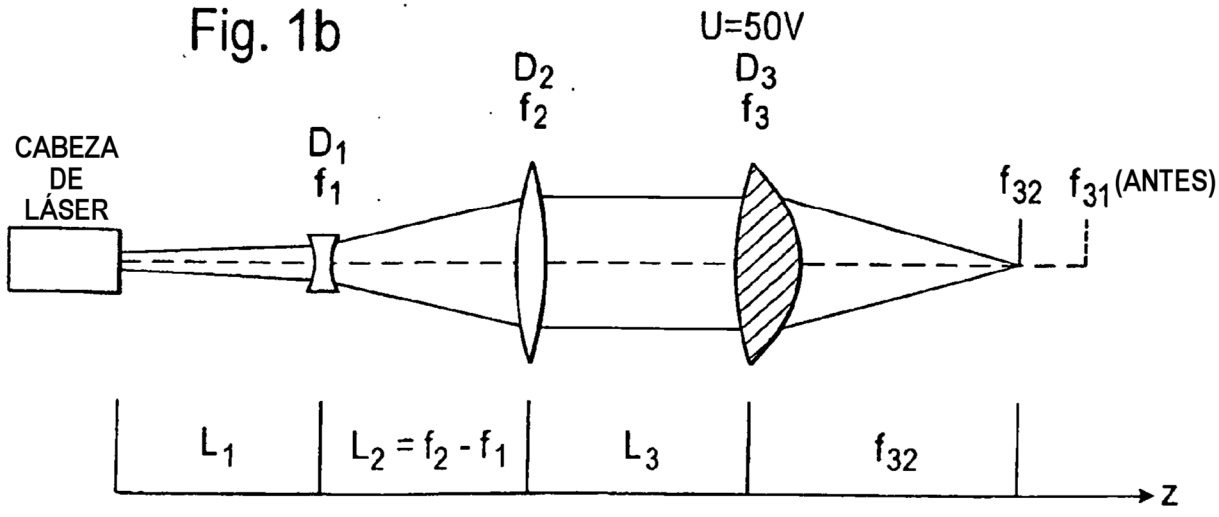

U=0
D3
f3
D2
f2
D1
f1
CABEZA
DE
LÁSER
f31
L1
L2 = f2 - f1
L3
f31
z

Fig. 1b


U=50V
D3
f3
D2
f2
D1
f1
CABEZA
DE
LÁSER
f32
f31 (ANTES)
L1
L2 = f2 - f1
L3
f32
z