

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 944 082**

51 Int. Cl.:

A61F 9/008

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **05.04.2019** **PCT/EP2019/058627**

87 Fecha y número de publicación internacional: **10.10.2019** **WO19193148**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **05.04.2019** **E 19714450 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.03.2023** **EP 3773378**

54 Título: **Aparato de tratamiento de un tejido, que incluye sistemas ópticos originales de desviación y de focalización de un haz láser**

30 Prioridad:

06.04.2018 FR 1870407

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

19.06.2023

73 Titular/es:

**KERANOVA (100.0%)
109 rue de la Montat Le Ginkgo
42000 Saint Etienne, FR**

72 Inventor/es:

BAUBEAU, EMMANUEL

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 944 082 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

Aparato de tratamiento de un tejido, que incluye sistemas ópticos originales de desviación y de focalización de un haz láser

Ámbito técnico

- 5 La presente invención concierne al ámbito técnico de las operaciones quirúrgicas realizadas con láser de femtosegundo, y más particularmente al de la cirugía oftalmológica en particular para aplicaciones de cortes de córneas o de cristalinos.

La invención concierne a un dispositivo de corte de un tejido humano o animal, tal como una córnea o un cristalino, por medio de un láser de femtosegundo.

- 10 Por láser de femtosegundo se entiende una fuente luminosa apta para emitir un haz L.A.S.E.R. en forma de pulsos ultrabreves cuya duración está comprendida entre 1 femtosegundo y 100 picosegundos, preferentemente entre 1 femtosegundo y 1000 femtosegundos, en particular del orden de cien femtosegundos.

Técnica anterior

- 15 Los láseres de femtosegundo se utilizan corrientemente en cirugía para el corte de la córnea o del cristalino. Estos facilitan pulsos ultrabreves de alta potencia, véanse por ejemplo los documentos WO 2015 178 803 o WO 2017 174 710.

- 20 Durante una cirugía de la córnea, el láser de femtosegundo puede ser utilizado para realizar un corte del tejido corneal, focalizando un haz L.A.S.E.R. en el estroma de la córnea. Más concretamente, en cada pulso, el láser de femtosegundo genera un haz. Este haz es focalizado (en un punto denominado «de focalización» situado) en la córnea. En el punto de focalización se forma una burbuja de gas, que genera una disrupción muy localizada de los tejidos circundantes. Una parte de la energía del haz se consume durante la generación de la burbuja de gas. El resto de la energía del haz se propaga hasta la retina, lo que provoca un calentamiento local de la retina.

- 25 Para formar una línea de corte en la córnea, se genera una sucesión de pequeñas burbujas de gas adyacentes desplazando el haz. Para desplazar el haz, se utiliza un escáner de barrido 1. Este escáner de barrido 1 está compuesto generalmente de espejos galvanométricos controlables y/o de platinas que permiten el desplazamiento de elementos ópticos, tales como los espejos.

Con referencia a la figura 1, en cada pulso, el haz procedente del láser de femtosegundo:

- penetra en el escáner de barrido 1,
- pasa a través de un conjunto de focalización 2,
- 30 - se focaliza en un punto de focalización en la córnea 3 para formar una burbuja de gas, y después
- diverge hacia la retina 4 del paciente.

Esta divergencia del haz tiende a calentar la retina 4.

- 35 Para reducir los riesgos de degradación de la retina 4 durante la exposición a un haz generado por un láser de femtosegundo, se calcularon iluminaciones energéticas (o «irradiancias») límites para el ojo de un paciente en función del tiempo. El documento titulado «ICNIRP Guidelines on limits of exposure to LASER radiation of wavelengs between 180 nm AND 1000 mm» de «International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection» describe iluminaciones energéticas límites en función de la o de las longitudes de onda de emisión del láser y de la duración de la exposición al haz generado por el láser de femtosegundo (véanse en particular las tablas 5 y 6 de este documento).

- 40 A título indicativo, en la figura 2 está representada una curva 5 que ilustra las exposiciones energéticas límites (expresadas en Julios/cm²) en función del tiempo.

Durante la utilización de un láser de femtosegundo en el tratamiento de una patología ocular, es necesario que la exposición energética de la retina (para un tiempo de exposición de la retina dado) sea inferior a una exposición energética límite definida por la curva ilustrada en la figura 2. Esto permite garantizar la integridad de la retina durante la utilización del láser de femtosegundo en el tratamiento de la patología ocular.

- 45 Para cortar una córnea en una superficie de 1 mm², hay que realizar aproximadamente 20.000 impactos muy próximos uno a otro. Estos impactos se realizan uno a uno a una velocidad media de 300.000 impactos/segundo. Para cortar una córnea en una superficie de aproximadamente 65 mm², teniendo en cuenta los tiempos durante los cuales el láser detiene la producción de los pulsos al final de segmento para permitir que los espejos se posicionen en el segmento siguiente, se tarda una media de 15 segundos. La operación quirúrgica de corte es por tanto lenta.

50

Para optimizar el tiempo de corte, se conoce aumentar la frecuencia del láser. Sin embargo, el aumento de frecuencia implica igualmente un aumento de la velocidad de desplazamiento del haz, por medio de platinas o de escáneres adecuados. Se conoce igualmente aumentar la separación entre los impactos del láser sobre el tejido que haya que cortar, pero generalmente en detrimento de la calidad del corte.

- 5 Otra solución para disminuir el tiempo de corte consiste en generar varias burbujas de gas simultáneamente. El hecho de generar simultáneamente «n» burbujas de gas permite disminuir la duración total del corte en un factor superior a «n» (porque se reduce igualmente el número de viajes de ida y vuelta que debe efectuar el haz para tratar toda una superficie del tejido).

- 10 La generación simultánea de una pluralidad de burbujas de gas requiere aumentar la potencia del láser de femtosegundo con el fin de que en cada punto de focalización, la potencia procedente del láser de femtosegundo sea suficiente para generar una respectiva burbuja de gas.

- 15 Este aumento de potencia induce un aumento de la exposición energética recibida por la retina, que entonces puede superar las exposiciones energéticas dadas por el documento «ICNIRP Guidelines on limits of exposure to LASER radiation of wavelengs between 180 nm AND 1000 mm» de «International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection» .

Un objetivo de la presente invención es proponer un dispositivo de tratamiento de una patología ocular que incluya un láser de femtosegundo de alta potencia y que permita respetar las restricciones ligadas a las exposiciones energéticas límites que puede soportar una retina.

Exposición de la invención

- 20 A tal efecto, la invención propone un aparato de tratamiento de un tejido humano o animal, tal como una córnea o un cristalino, incluyendo el citado aparato un dispositivo de acondicionamiento de un haz L.A.S.E.R. generado por un láser de femtosegundo, estando dispuesto el dispositivo de acondicionamiento aguas abajo del láser de femtosegundo y comprendiendo un escáner óptico de barrido y un sistema óptico de focalización aguas abajo del escáner de barrido:

- 25 - comprendiendo el escáner óptico de barrido al menos un espejo óptico que pivota alrededor de al menos un eje para desviar el haz L.A.S.E.R.,
- comprendiendo el sistema óptico de focalización un módulo concentrador para focalizar el haz L.A.S.E.R. en un plano de focalización,

- 30 caracterizado por que el citado al menos un espejo óptico pivotante del escáner óptico de barrido está situado en la trayectoria óptica del haz L.A.S.E.R. entre:

- o el plano focal objeto F_{Objeto} de una lente equivalente al sistema óptico de focalización, y
- o un orificio de entrada del sistema óptico de focalización.

Aspectos preferidos pero no limitativos del aparato son los siguientes:

- 35 - una pupila de entrada del módulo concentrador está situada en el plano de la lente equivalente al sistema óptico de focalización;
- el sistema óptico de focalización comprende un dispositivo óptico de retransmisión aguas arriba del módulo concentrador;
- el dispositivo óptico de retransmisión está situado a lo largo de la trayectoria óptica del haz L.A.S.E.R. de modo que se forme una imagen de una zona en las proximidades del citado al menos un espejo óptico que pivota en el plano de la lente equivalente al sistema óptico de focalización;
40 - el dispositivo de acondicionamiento comprende además un sistema de puesta en forma del haz, para modular la fase del frente de onda del haz L.A.S.E.R. de modo que se obtenga un haz L.A.S.E.R. modulado en fase según una consigna de modulación calculada para distribuir la energía del haz L.A.S.E.R. en al menos dos puntos de impacto que formen un motivo en el plano de focalización;
45 - el dispositivo de acondicionamiento comprende además una unidad de control para controlar el láser de femtosegundo, el escáner óptico de barrido y el sistema óptico de focalización;
- el módulo concentrador puede ser desplazado en traslación a lo largo de la trayectoria óptica del haz L.A.S.E.R. entre primera y segunda posiciones extremas, estando el módulo concentrador más próximo al dispositivo óptico de retransmisión en la primera posición extrema que en la segunda posición extrema;

50

- el aparato de corte puede comprender además un dispositivo óptico pre-compensatorio situado aguas arriba del sistema óptico de focalización de modo que se genere una aberración compensatoria a la salida del sistema óptico de focalización, permitiendo la citada aberración compensatoria compensar las aberraciones producidas en el haz L.A.S.E.R. en particular por el paso a través del tejido humano o animal, siendo la unidad de control adecuada para controlar el desplazamiento en traslación del módulo concentrador en función de la distancia estimada por el ordenador.

Breve descripción de los dibujos

Otras características y ventajas de la invención se desprenderán claramente de la descripción que de la misma se hace a continuación, a título indicativo y en modo alguno limitativo, con referencia a las figuras anexas, en las cuales:

- la figura 1 es una representación esquemática de un ejemplo de dispositivo de tratamiento de una patología ocular utilizando un láser de femtosegundo;
- la figura 2 es una representación esquemática de una curva de irradiancia límite en función del tiempo,
- la figura 3 es una representación esquemática de un montaje que incluye el aparato de corte según la invención;
- las figuras 4 a 6 son representaciones esquemáticas de un escáner óptico de barrido y de un sistema óptico de focalización del aparato de corte según la invención.

Exposición detallada de la invención

La invención concierne a un aparato de tratamiento de una patología ocular. Más concretamente, la invención concierne a un aparato de corte de un tejido humano por medio de un láser de femtosegundo. En lo que sigue de la descripción, la invención se describirá, a modo de ejemplo, para el corte de una córnea de un ojo humano o animal.

1. Definiciones

En el contexto de la presente invención, se entiende por «punto de impacto» una zona del haz L.A.S.E.R. comprendida en su plano focal en la cual la intensidad del citado haz L.A.S.E.R. es suficiente para generar una burbuja de gas en un tejido.

En el contexto de la presente invención, se entiende por «puntos de impacto adyacentes», dos puntos de impacto dispuestos uno frente al otro y no separados por otro punto de impacto. Se entiende por «puntos de impacto vecinos» dos puntos de un grupo de puntos adyacentes entre los cuales la distancia es mínima.

En el contexto de la presente invención, se entiende por «motivo» una pluralidad de puntos de impacto L.A.S.E.R. generados simultáneamente en un plano de focalización de un haz L.A.S.E.R. puesto en forma - es decir, modulado en fase para distribuir su energía en varios puntos distintos en el plano de focalización correspondiente al plano de corte del dispositivo.

2. Aparato de corte

Haciendo referencia a la figura 3, se ha ilustrado un modo de realización del aparato de corte según la invención. El mismo puede estar dispuesto entre un láser de femtosegundo 10 y un objetivo que haya que tratar 20.

El láser de femtosegundo 10 es apto para emitir un haz L.A.S.E.R. en forma de pulsos. A modo de ejemplo, el láser 10 emite una luz de 1030 nm de longitud de onda, en forma de pulsos de 400 femtosegundos. El láser 10 tiene una potencia de 20 W y una frecuencia de 500 kHz.

El objetivo 20 es, por ejemplo, un tejido humano o animal que haya que cortar, tal como una córnea o un cristalino.

El aparato de corte comprende un dispositivo de acondicionamiento de haz que incluye:

- un escáner óptico de barrido 30 aguas abajo del láser 10,
- un sistema óptico de focalización 40 aguas abajo del escáner óptico de barrido 30.

El dispositivo de acondicionamiento incluye igualmente una unidad de control 60 que permite controlar el escáner óptico de barrido 30 y el sistema óptico de focalización 40.

El escáner óptico de barrido 30 permite orientar el haz proveniente del láser 10 para desplazarlo a lo largo de una trayectoria de desplazamiento predefinida por el usuario hacia un plano de focalización 21.

El sistema óptico de focalización 40 permite focalizar el haz en el plano de focalización 21 - correspondiente al plano de corte. A título indicativo, en la figura 5 se ha ilustrado una lente 45 equivalente al sistema óptico de focalización 40 en su conjunto, siendo evidente para el experto en la materia que el sistema óptico de focalización no consiste únicamente en una lente fija.

El dispositivo de acondicionamiento puede incluir igualmente un sistema de puesta en forma 50 entre el láser de femtosegundo 10 y el escáner óptico de barrido 30. Este sistema de puesta en forma 50 está situado en la trayectoria del haz proveniente del láser de femtosegundo 10. El sistema de puesta en forma 50 permite modular la fase del haz procedente del láser de femtosegundo 10 para distribuir la energía del haz en una pluralidad de puntos de impacto en su plano focal, definiendo esta pluralidad de puntos de impacto un motivo.

Así, el sistema de puesta en forma 50 permite generar simultáneamente varios puntos de impacto que definen un motivo, el escáner óptico de barrido 30 permite desplazar este motivo hacia el plano de focalización 21, y el sistema óptico de focalización 40 permite focalizar el haz en el plano de focalización 21.

Se van a describir ahora con más detalle los diferentes elementos que constituyen el dispositivo de acondicionamiento con referencia a las figuras.

3. Elementos del dispositivo de acondicionamiento

3.1. Escáner óptico de barrido

El escáner óptico de barrido 30 permite desviar el haz (eventualmente modulado en fase) para desplazarlo a una pluralidad de posiciones en el plano de focalización 21 correspondiente al plano de corte.

El escáner óptico de barrido 30 comprende:

- un orificio de entrada 31 para recibir el haz (eventualmente modulado en fase por la unidad de puesta en forma 50),
- uno o varios espejos ópticos 32 que giran alrededor de uno o de varios ejes para desviar el haz L.A.S.E.R., y
- un orificio de salida 33 para enviar el haz L.A.S.E.R. al sistema óptico de focalización 40.

El escáner óptico 30 utilizado es, por ejemplo, un cabezal de barrido IntelliScan III de SCANLAB AG. El o los espejos 32 del escáner óptico están conectados a uno o a unos motores para permitir su pivotamiento. Este o estos motores para el pivotamiento del o de los espejos 32 están controlados ventajosamente por la unidad de la unidad de control 60 que se describirá con más detalle en lo que sigue.

Ventajosamente, y como se ilustra en la figura 5, el o los espejos ópticos pivotantes 32 del escáner óptico de barrido 30 están situados entre un plano focal objeto F_{Objeto} del sistema óptico de focalización 40 y el sistema de focalización 40. Esto permite aumentar el ángulo de barrido a la salida del sistema de focalización 40 de modo que la energía emitida por el láser de femtosegundo se distribuya sobre una mayor superficie de la retina.

Así es posible aumentar la potencia del láser de femtosegundo 10 al tiempo que se mantiene la iluminación energética recibida por la retina en un rango de valores inferior a las iluminaciones energéticas límites dadas por el documento «ICNIRP Guidelines on limits of exposure to LASER radiation of wavelengs between 180 nm AND 1000 mm» de «International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection».

La unidad de control 60 está programada para controlar el escáner óptico de barrido 30 de modo que se desplace el motivo a lo largo de una trayectoria de desplazamiento contenida en el plano de focalización.

3.2. Sistema óptico de focalización

El sistema óptico de focalización 40 permite focalizar el haz en un plano de corte 21.

El sistema óptico de focalización 40 puede comprender:

- un orificio de entrada 41 para recibir el haz desviado procedente del escáner óptico de barrido 30,
- un módulo concentrador 46 para focalizar el L.A.S.E.R. en el plano de focalización 21 y
- un orificio de salida 43 para enviar el haz focalizado hacia el tejido que haya que tratar.

El sistema óptico de focalización puede comprender igualmente un módulo de posicionamiento en profundidad para desplazar el plano de focalización.

Por ejemplo, con referencia a la figura 6, el módulo concentrador 46 comprende una pluralidad de lentes 42 (convergentes y/o divergentes) y el módulo de posicionamiento en profundidad comprende uno o varios motores (no representados) asociados a una o varias lentes 42 del módulo concentrador 46 para permitir sus desplazamientos en traslación a lo largo de la trayectoria óptica del haz con el fin de hacer variar la profundidad del plano de focalización.

Como variante, el sistema óptico de focalización puede estar desprovisto de un módulo de posicionamiento en profundidad. La modificación de la posición del plano de focalización puede obtenerse entonces modificando la divergencia del haz aguas arriba del sistema óptico de focalización, o desplazando el aparato de corte (o el dispositivo

de acondicionamiento) en profundidad frente al tejido objetivo que haya que tratar.

El módulo concentrador 46 se define ópticamente por:

- un diafragma de apertura (es decir, el elemento del módulo concentrador 46 que más limita el atravesamiento del haz: puede tratarse de un diafragma mecánico o de los límites de una de las lentes del módulo concentrador 46),
- una pupila de entrada (es decir, imagen del diafragma de apertura a través de la parte del módulo concentrador 46 situada aguas arriba del diafragma de apertura a lo largo de la trayectoria óptica del haz),
- una pupila de salida (es decir, imagen del diafragma de apertura a través de la parte del módulo concentrador 46 situada aguas abajo del diafragma de apertura a lo largo de la trayectoria óptica del haz).

La pupila de entrada del módulo concentrador 46 puede estar colocada en el plano de la lente equivalente 45 del sistema óptico de focalización 40. Esto permite, por una parte, distribuir la energía restante sobre una superficie mayor de la retina y, por otra, facilitar la optimización del aparato de corte según la invención.

El sistema óptico de focalización 40 puede comprender igualmente un dispositivo óptico de retransmisión 44 («relay lens» en inglés) que forma dispositivo de transporte de la pupila de entrada. El dispositivo óptico de retransmisión 44 permite visualizar una zona en la proximidad del o de los espejos ópticos 32 del escáner óptico de barrido 30 en la pupila de entrada del módulo concentrador 46. Esta zona puede corresponder al centro del o de los espejos ópticos 32 (es decir, el centro estructural del o de los espejos ópticos 32). El dispositivo óptico de retransmisión 44 se compone de una pluralidad de lentes (por ejemplo, convexas). Tal dispositivo óptico de retransmisión 44 es conocido por los expertos en la técnica y no se describirá con más detalle en lo que sigue.

La unidad de control 60 está programada para controlar el desplazamiento de la o de las lentes del sistema óptico de focalización 40 a lo largo de una trayectoria óptica del haz de modo que le desplace hacia el plano de focalización 21 en al menos tres planos de corte respectivos de modo que se forme un apilamiento de planos de corte del tejido 20. Esto permite efectuar un corte en un volumen, por ejemplo en el contexto de la cirugía refractiva.

Ventajosamente, el módulo concentrador 46 puede ser desplazado en traslación a lo largo de la trayectoria óptica del haz L.A.S.E.R. entre primera y segunda posiciones extremas, estando el módulo concentrador 46 más cerca del dispositivo óptico de retransmisión 44 en la primera posición extrema que en la segunda posición extrema. Esto permite regular la profundidad del plano de focalización correspondiente al plano de corte.

El dispositivo de corte puede comprender además un sistema óptico pre-compensatorio - que integra por ejemplo lentes, algunas de las cuales son móviles - situado aguas arriba del sistema óptico de focalización. Este sistema óptico pre-compensatorio permite generar una aberración compensatoria a la salida del sistema óptico de focalización 40.

En efecto, cuando el haz L.A.S.E.R. procedente del dispositivo de corte atraviesa:

- una interfaz de acoplamiento (tal como se describe, por ejemplo, en el documento) colocada entre el dispositivo de corte y el ojo del paciente, y
- los tejidos (córnea y cristalino) del ojo del paciente,

el haz L.A.S.E.R. experimenta deformaciones que inducen a la formación de aberraciones.

La integración de un sistema óptico pre-compensatorio permite corregir estas aberraciones experimentadas por el haz L.A.S.E.R. La disposición del sistema óptico pre-compensatorio - y en particular las posiciones de las lentes móviles del sistema óptico pre-compensatorio - puede ser determinada por un ordenador en función de la aberración compensatoria deseada utilizando cualquier técnica conocida por los expertos en la materia.

3.3. Sistema de puesta en forma

El sistema de puesta en forma espacial 50 del haz permite hacer variar el frente de onda del haz para obtener puntos de impacto separados uno de otro en el plano focal.

Más concretamente, el sistema de puesta en forma 50 permite modular la fase del haz procedente del láser de femtosegundo 10 para formar picos de intensidad en el plano focal del haz, produciendo cada pico de intensidad un respectivo punto de impacto en el plano focal correspondiente al plano de corte. El sistema de puesta en forma 50 es, según el modo de realización ilustrado, un modulador espacial de luz de cristales líquidos, conocido por las siglas SLM, del acrónimo inglés «Spatial Light Modulator».

El SLM permite modular la distribución final de energía del haz, en particular en el plano focal 21 correspondiente al plano de corte. Más concretamente, el SLM está adaptado para modificar el perfil espacial del frente de onda del haz primario procedente del láser de femtosegundo 10 para distribuir la energía del haz L.A.S.E.R. en diferentes puntos de focalización en el plano de focalización.

La modulación de fase del frente de onda puede verse como un fenómeno de interferencia en dos dimensiones. Cada porción del haz primario procedente del láser de femtosegundo 10 se retarda o avanza con respecto al frente de onda inicial con el fin de que cada una de estas porciones sea redirigida de modo que se realice una interferencia constructiva en N puntos distintos en el plano focal de una lente. Esta redistribución de energía en una pluralidad de puntos de impacto solamente tiene lugar en un solo plano (es decir, el plano de focalización) y no a lo largo de la trayectoria de propagación del haz modulado. Así, la observación del haz modulado antes o después del plano de focalización no permite identificar una redistribución de la energía en una pluralidad de puntos de impacto distintos, debido a este fenómeno que puede asimilarse a interferencias constructivas (que tienen lugar solo en un plano y no a lo largo de la propagación como en el caso de la separación de un haz primario en una pluralidad de haces secundarios).

El SLM es un dispositivo que consiste en una capa de cristales líquidos con orientación controlada que permite dar forma de manera dinámica al frente de onda y por lo tanto a la fase del haz. La capa de cristales líquidos de un SLM está organizada como una rejilla (o matriz) de píxeles. El grosor óptico de cada píxel es controlado eléctricamente por orientación de las moléculas de cristal líquido que pertenecen a la superficie correspondiente al píxel. El SLM explota el principio de anisotropía de los cristales líquidos, es decir, la modificación del índice de los cristales líquidos, en función de su orientación espacial. La orientación de los cristales líquidos puede ser realizada con la ayuda de un campo eléctrico. Así, la modificación del índice de los cristales líquidos modifica el frente de onda del haz L.A.S.E.R.

De manera conocida, el SLM implementa una máscara de fase, es decir, un tarjeta que determina cómo debe ser modificada la fase del haz para obtener una distribución de amplitud dada en su plano de focalización. La máscara de fase es una imagen bidimensional en la que cada punto está asociado a un respectivo píxel del SLM. Esta máscara de fase permite controlar el índice de cada cristal líquido del SLM convirtiendo el valor asociado a cada punto de la máscara - representado en niveles de gris comprendidos entre 0 y 255 (por lo tanto del negro a blanco) - en un valor de control - representado en una fase comprendida entre 0 y 2π . Así, la máscara de fase es una consigna de modulación visualizada en el SLM para provocar en reflexión un desfase espacial desigual del haz primario que ilumina el SLM. Por supuesto, los expertos en la materia apreciarán que el rango de niveles de gris puede variar en función del modelo de SLM utilizado. Por ejemplo, en ciertos casos, el rango de niveles de gris puede estar comprendido entre 0 y 220. La máscara de fase es calculada generalmente por un algoritmo iterativo basado en la transformada de Fourier o en diversos algoritmos de optimización, tales como algoritmos genéticos o el recocido simulado. Se pueden aplicar diferentes máscaras de fase a los SLM en función del número y de la posición de los puntos de impacto deseados en el plano focal del haz. En todos los casos, el experto en la materia sabe calcular un valor en cada punto de la máscara de fase para distribuir la energía del haz en diferentes puntos de focalización en el plano focal.

El SLM permite por tanto, a partir de un haz L.A.S.E.R. gaussiano que genera un único punto de impacto, y por medio de la máscara de fase distribuir su energía por modulación de fase de modo que se generen simultáneamente varios puntos de impacto en su plano de focalización a partir de un único haz L.A.S.E.R. puesto en forma por modulación de fase (un solo haz aguas arriba y aguas abajo del SLM).

Además de una disminución del tiempo de corte de la córnea, la técnica de modulación de la fase del haz L.A.S.E.R. permite otras mejoras, tales como una mejor calidad superficial tras el corte o una disminución de la mortalidad endotelial. Los diferentes puntos de impacto del motivo pueden, por ejemplo, estar espaciados regularmente sobre las dos dimensiones del plano focal del haz L.A.S.E.R., de manera que se forme una rejilla de puntos L.A.S.E.R.

El recurso a un sistema de repetición de pupila induce a la formación de un foco intermedio en la trayectoria del haz. Para los pulsos láser de femtosegundo, esto puede conducir a una intensidad en el foco intermedio tal que se produzcan efectos no lineales en el punto focal del tipo de efecto Kerr o desgarro y generación de plasma. Esto da como resultado una degradación de la calidad óptica del haz. Conviene por tanto elegir una configuración óptica en la cual el tamaño del haz en el foco intermedio permita mantener la intensidad suficientemente baja para no generar estos efectos.

En este sentido, la utilización de un dispositivo de puesta en forma de haz tiene el efecto de distribuir la energía sobre «n» puntos en el plano de focalización. La intensidad por tanto se divide por «n» en comparación con un haz no puesto en forma. La puesta en forma del haz permite por tanto transportar más energía en un mismo haz sin generar efectos no lineales.

3.4. Unidad de control

Como se indicó anteriormente, la unidad de control 60 permite controlar los diversos elementos que constituyen el aparato de corte, a saber el láser de femtosegundo 10, el escáner óptico de barrido 30 y el sistema óptico de focalización 40 y el sistema de puesta en forma 50.

La unidad de control 60 está conectada a estos diferentes elementos por intermedio de uno o varios buses de comunicación que permiten:

- la transmisión de señales de control tales como
 - la máscara de fase al sistema de puesta en forma,

- la señal de activación al láser de femtosegundo,
 - la velocidad de barrido al escáner óptico de barrido 30,
 - la posición del escáner óptico de barrido 30, a lo largo de la trayectoria de desplazamiento,
 - la profundidad de corte al sistema óptico de focalización.
- 5 - la recepción de datos de medición procedentes de los diferentes elementos del sistema, tales como
- la velocidad de barrido alcanzada por el escáner óptico 30, o
 - la posición del sistema óptico de focalización, etc.

10 La unidad de control 60 puede estar compuesta por una o varias estaciones de trabajo y/o uno o varios ordenadores o puede ser de cualquier otro tipo conocido por los expertos en la materia. La unidad de control 60 puede comprender, por ejemplo, un teléfono móvil, una tableta electrónica (tal como un IPAD®), un asistente personal (o «PDA», sigla de la expresión anglosajona «Personal Digital Assistant»), etc. En todos los casos, la unidad de control 60 comprende un procesador programado para permitir el control del láser de femtosegundo 10, del escáner óptico de barrido 30, del sistema óptico de focalización 40, del sistema de puesta en forma 50, etc.

4. Teoría relativa a la invención y ventajas frente a los dispositivos de la técnica anterior

15 El aparato de corte descrito anteriormente permite tratar una catarata por focalización de un haz láser en diferentes zonas del cristalino de manera que le fragmente en trozos de un tamaño lo suficientemente pequeño para ser aspirados por una sonda de irrigación-aspiración.

La focalización del haz procedente del láser de femtosegundo se efectúa por medio de un dispositivo de tratamiento de haz situado entre el láser de femtosegundo y el ojo del paciente.

20 El haz procedente del láser de femtosegundo se compone de una sucesión de pulsos temporales. De un pulso a otro, el punto focal se desplaza en el cristalino de manera que se genera una sucesión de impactos. El desplazamiento del punto focal se realiza por desviación del haz por medio del sistema óptico de desviación.

Para cada pulso, una parte de la energía del pulso es consumida por la vaporización del tejido. El resto de la energía es absorbida por la retina, lo que provoca localmente su calentamiento.

25 Para recortar el cristalino son necesarios un gran número de pulsos. La energía total absorbida por la retina y el calentamiento resultante representa un límite para la tecnología de tratamiento por láser de femtosegundo.

30 En la figura 1 está representado un dispositivo de tratamiento de haz de la técnica anterior. Este dispositivo de tratamiento comprende un escáner de barrido 1 y un conjunto de focalización 2. Los espejos del escáner de barrido están colocados a una y otra parte y equidistantes de una primera posición correspondiente a la pupila de entrada del conjunto de focalización 2.

35 Para un espejo en posición 0, el rayo 9b es paralelo al eje óptico del conjunto de focalización 2. El mismo es focalizado por el conjunto de focalización 2 en el plano focal imagen 3 situado en el cristalino. Una parte de la energía del haz focalizado genera un daño en el punto 3b. La energía restante continúa su propagación a lo largo del eje óptico y se encuentra con la retina alrededor del punto 4b. El tamaño del haz se amplía entonces debido a la divergencia del haz resultante de la focalización.

Para un espejo en posición angular máxima, el rayo se desvía del eje óptico según la trayectoria 9a. El mismo es focalizado por el conjunto de focalización 2 en el punto 3a del cristalino, a una distancia h del centro. La energía restante se encuentra con la retina alrededor del punto 4a situado a la distancia h' del centro de la retina.

40 Asimismo, para un espejo en posición angular mínima, el rayo se desvía del eje óptico según la trayectoria 9c. El mismo es focalizado por el conjunto de focalización 2 en el punto 3c del cristalino. La energía restante se encuentra con la retina alrededor del punto 4c.

45 En los dispositivos de tratamiento de haz utilizados actualmente para la cirugía de cataratas, el ángulo efectuado por los rayos a la salida del dispositivo de tratamiento es tal que el haz tiende a aproximarse al eje óptico con la propagación. Esto es debido a la posición de los espejos del escáner que están situados antes del foco objeto del conjunto de focalización 2. Así, la distancia h' es inferior a la distancia h: la superficie sobre la que se distribuye la energía en la retina es, por lo tanto, más pequeña que la superficie barrida por el cristalino. La energía total que se puede enviar al cristalino está limitada por esta débil distribución.

50 En el contexto de la presente invención, los espejos del escáner óptico de barrido 32 están colocados en la trayectoria óptica después del punto focal objeto F_{Objeto} del sistema óptico de focalización 40. En esta configuración, el haz se aleja del eje óptico a la salida del sistema óptico de focalización 40. Se obtiene entonces una mayor distribución 23 de

la energía sobre la retina 22, lo que conduce a una menor elevación de temperatura. Esto tiene por efecto rebasar los límites de la energía total acumulada utilizada durante la cirugía.

5 Este efecto de distribución es tanto más importante cuanto que la posición del escáner esté alejada del foco objeto F_{Objeto} . La pupila de entrada del sistema óptico de focalización 40 se puede colocar, por ejemplo, en el plano de la lente equivalente 45 del sistema óptico de focalización 40.

Tal configuración se puede lograr, por ejemplo, utilizando un dispositivo de retransmisión de pupila colocado de tal manera que se genere una imagen del centro de los espejos del escáner en el plano de la lente equivalente 45 al sistema óptico de focalización 40.

5. Conclusiones

10 Así, la invención permite disponer de una herramienta de corte eficaz.

El posicionamiento del o de los espejos ópticos pivotantes del escáner óptico de barrido 30 entre el plano focal objeto F_{Objeto} del sistema óptico de focalización 40 y el sistema de focalización 40 permite una mayor distribución de la energía sobre la retina, y por lo tanto una menor elevación de temperatura.

15 Es así posible aumentar la potencia del láser de femtosegundo 10 sin exceder las iluminaciones energéticas límites susceptibles de degradar la retina.

20 La invención se ha descrito para operaciones de corte de córnea en el ámbito de la cirugía oftalmológica, pero es evidente que la misma puede ser utilizada para otro tipo de operación en cirugía oftalmológica sin salirse del marco de la invención. Por ejemplo, la invención encuentra una aplicación en la cirugía refractiva de la córnea, como el tratamiento de las ametropías, en particular miopía, hipermetropía, astigmatismo, en el tratamiento de la pérdida de acomodación, en particular la presbicia. La invención encuentra igualmente aplicación en el tratamiento de cataratas con incisión de la córnea, corte de la cápsula anterior del cristalino y fragmentación del cristalino. Finalmente, de manera más general, la invención se refiere a cualesquiera aplicaciones clínicas o experimentales sobre la córnea o el cristalino del ojo humano o animal. De manera aún más general, la invención se refiere al amplio ámbito de la cirugía con L.A.S.E.R. y encuentra una aplicación ventajosa cuando se trata de vaporizar tejidos blandos humanos o animales con un alto contenido de agua.

25 La invención se define en las reivindicaciones siguientes:

REIVINDICACIONES

1. Aparato de tratamiento de un tejido humano o animal, tal como una córnea o un cristalino, incluyendo el citado aparato un dispositivo de acondicionamiento de un haz L.A.S.E.R. generado por un láser de femtosegundo (10), estando dispuesto el dispositivo de acondicionamiento aguas abajo del láser de femtosegundo y comprendiendo un escáner óptico de barrido (30) y un sistema óptico de focalización (40) aguas abajo del escáner óptico de barrido (30):
 - Incluyendo el escáner óptico de barrido (30):
 - o al menos un espejo óptico (32) que pivota alrededor de al menos un eje para desviar el haz L.A.S.E.R.,
 - Comprendiendo el sistema óptico de focalización (40):
 - o un módulo concentrador (46) para focalizar el haz L.A.S.E.R. en un plano de focalización (21),
- 10 caracterizado por que el citado al menos un espejo óptico pivotante (32) del escáner óptico de barrido (30) se extiende sobre la trayectoria óptica del haz L.A.S.E.R. entre:
 - el plano focal objeto F_{objeto} de una lente equivalente (45) al sistema óptico de focalización (40), y
 - un orificio de entrada (41) del sistema óptico de focalización (40).
- 15 2. Aparato de tratamiento según la reivindicación 1, en el cual una pupila de entrada del módulo concentrador (46) está situada en el plano de la lente (45) equivalente al sistema óptico de focalización (40).
3. Aparato de tratamiento según una cualquiera de las reivindicaciones 1 o 2, en el cual el sistema óptico de focalización (40) comprende un dispositivo de óptico de retransmisión (44) aguas arriba del módulo concentrador (46).
- 20 4. Aparato de tratamiento según la reivindicación precedente, en el cual el dispositivo óptico de retransmisión (44) está situado a lo largo de la trayectoria óptica del haz L.A.S.E.R. de modo que se forme una imagen de una zona en la proximidad del citado al menos un espejo pivotante (32) en el plano de la lente equivalente al sistema óptico de focalización (40).
- 25 5. Aparato de tratamiento según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en el cual el dispositivo de acondicionamiento comprende además un sistema de puesta en forma de haz (50) para modular la fase del frente de onda del haz L.A.S.E.R. de modo que se obtenga un haz L.A.S.E.R. modulado en fase según una consigna de modulación calculada para distribuir la energía del haz L.A.S.E.R. en al menos dos puntos de impacto que forman un motivo en el plano de focalización (21).
6. Aparato de corte según las reivindicaciones 1 a 5, en el cual el dispositivo de acondicionamiento comprende además una unidad de control (60) para controlar el láser de femtosegundo (10), el escáner óptico de barrido (30) y el sistema óptico de focalización (40).
- 30 7. Aparato de corte según la reivindicación 3, en el cual el módulo concentrador (46) puede ser desplazado en traslación a lo largo de la trayectoria óptica del haz L.A.S.E.R. entre primera y segunda posiciones extremas, estando el módulo concentrador (46) más próximo al dispositivo óptico de retransmisión (44) en la primera posición extrema que en la segunda posición extrema.
- 35 8. Aparato de corte según la reivindicación 7, el cual comprende además un dispositivo óptico pre-compensatorio situado aguas arriba del sistema óptico de focalización de modo que se genere una aberración compensatoria a la salida del sistema óptico de focalización, permitiendo la citada aberración compensatoria compensar las aberraciones producidas en el haz L.A.S.E.R. en particular por el paso a través del tejido humano o animal.

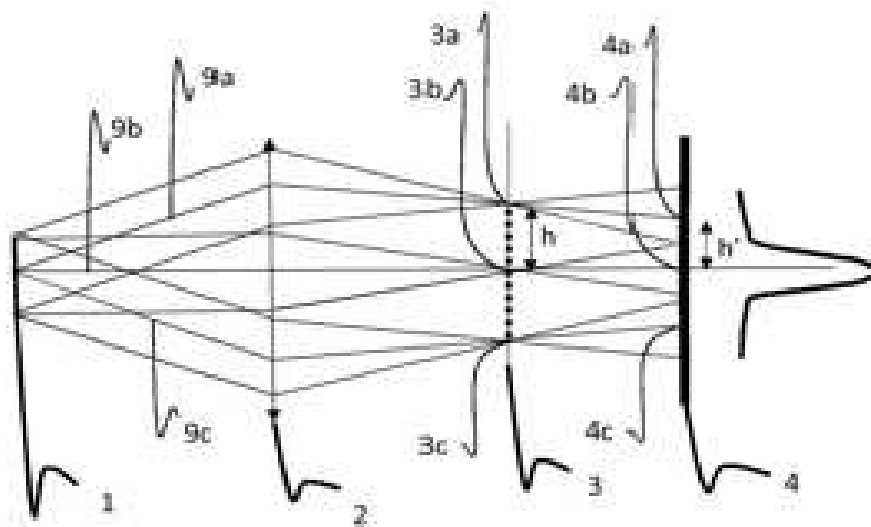


FIG. 1

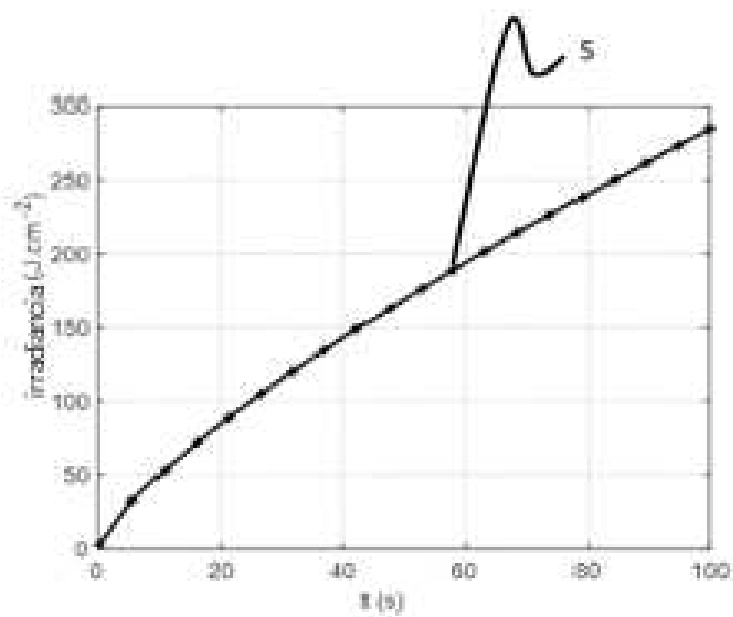


FIG. 2

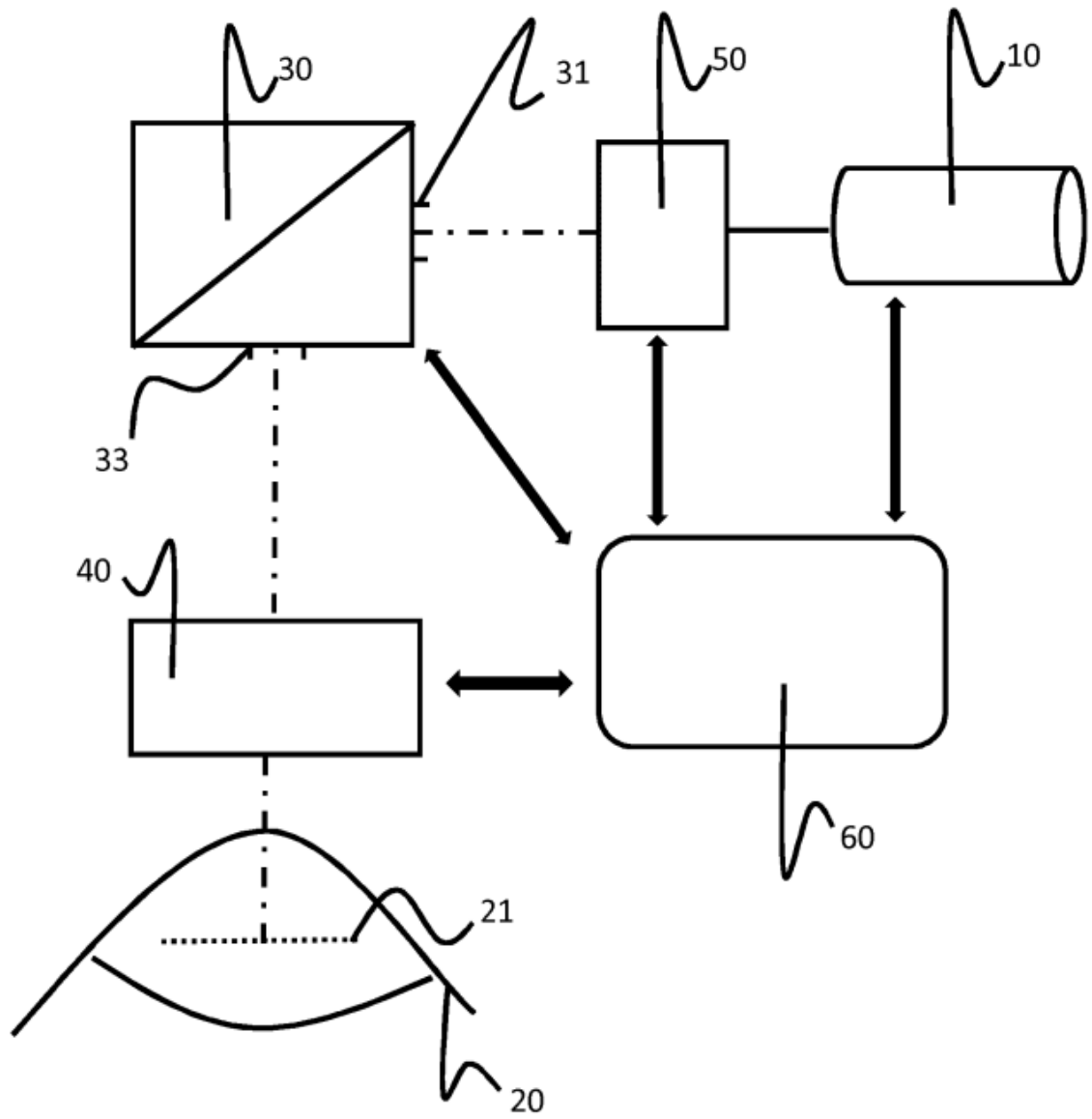
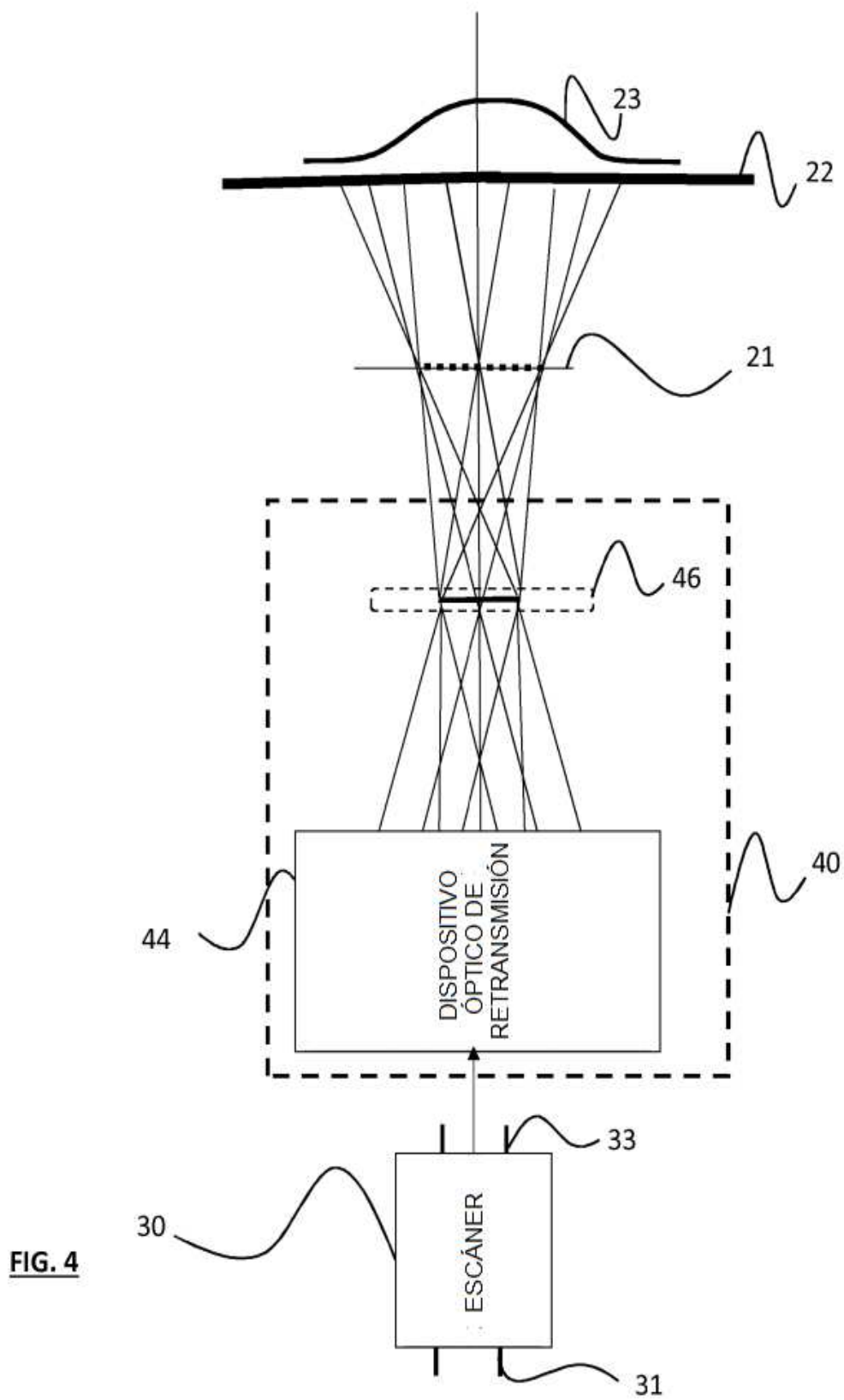


FIG. 3



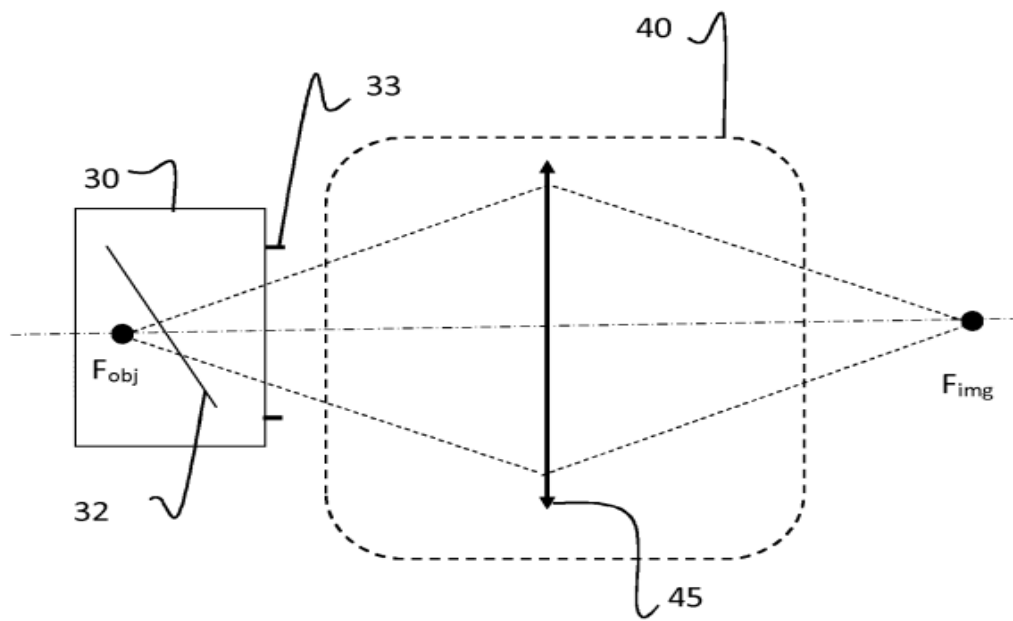


FIG. 5

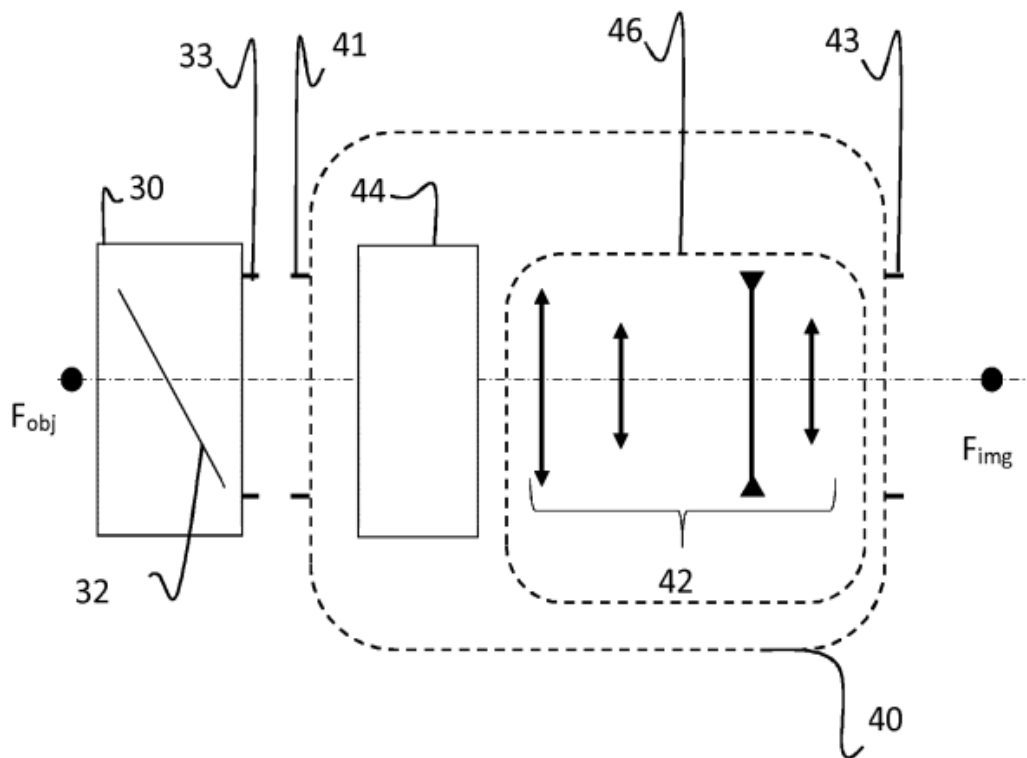


FIG. 6