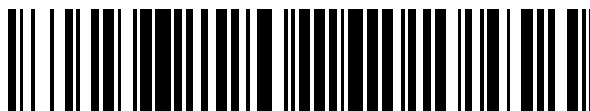


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 762 489**

51 Int. Cl.:

**A61F 9/008** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **13.10.2015 PCT/EP2015/073653**

87 Fecha y número de publicación internacional: **20.04.2017 WO17063673**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.10.2015 E 15780829 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.11.2019 EP 3362016**

54 Título: **Sistema para reducir el efecto de arcoíris post-quirúrgico**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**25.05.2020**

73 Titular/es:  
**ALCON INC. (100.0%)  
Rue Louis-d'Affry 6  
1701 Fribourg, CH**

72 Inventor/es:  
**MARTIN, PETER**

74 Agente/Representante:  
**LEHMANN NOVO, María Isabel**

**ES 2 762 489 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

Sistema para reducir el efecto de arcoíris post-quirúrgico

### Campo técnico

5 La presente descripción se refiere a un sistema para introducir irregularidad en un patrón de foto-disrupción formado en la córnea por un láser pulsado durante la cirugía ocular para reducir el efecto arcoíris que a veces ven los pacientes después de la cirugía.

### Antecedentes

10 La cirugía ocular refractiva se usa comúnmente para corregir una variedad de problemas de visión. Una cirugía refractiva común se conoce como LASIK (queratomileusis in situ asistida por láser) y se utiliza para corregir miopía, astigmatismo o errores refractivos más complejos. Otras cirugías pueden corregir defectos corneales u otros problemas. Estas cirugías se pueden utilizar solas, pero algunas también son compatibles con otras cirugías de corrección de la visión, tales como la cirugía de cataratas. Por ejemplo, la LASIK para corregir el astigmatismo a menudo se combina con la cirugía de cataratas.

15 Durante la LASIK y otras cirugías oculares refractivas, se realizan comúnmente procedimientos correctivos en las partes interiores del ojo, tales como el estroma corneal, en lugar de en la superficie del ojo. Esta práctica tiende a mejorar los resultados quirúrgicos al permitir que el procedimiento correctivo se dirija a la parte más efectiva del ojo, manteniendo las partes externas, protectoras del ojo en gran parte intactas y por otras razones.

20 Se puede acceder a la parte interior del ojo de varias maneras, pero con frecuencia el acceso implica cortar un colgajo en la córnea. Esto es particularmente cierto para las cirugías refractivas oculares, tales como LASIK, donde el procedimiento correctivo se realiza en una parte interior de la córnea, tal como el estroma. El colgajo permite que una parte exterior de la córnea se levante y se pliegue, permitiendo el acceso a la parte interior de la córnea. Sin embargo, en otros procedimientos en los que no se usa un colgajo, la córnea puede cortarse de alguna manera para permitir el acceso a su interior u otras partes interiores del ojo.

25 La córnea se corta comúnmente usando un láser pulsado, tal como un láser pulsado de femtosegundo, en el que el foco del haz se mueve dentro de la córnea. La naturaleza pulsada del láser hace que vaporice el tejido corneal en un patrón intercalado, correspondiente a la ubicación del foco del haz cuando se pulsa el láser, dejando intacto el tejido corneal correspondiente a la ubicación del foco del haz cuando el láser está apagado entre pulsos. Por lo general, el láser pulsado solo está encendido durante un tiempo de pulso muy corto, tal como algunas decenas a cientos de femtosegundos en el caso del láser de femtosegundo, pero produce una densidad de energía muy alta dentro de un volumen pequeño mientras está encendido, extirpando el tejido dentro ese volumen. El foco del haz se mueve a una nueva ubicación dentro de la córnea antes de que el láser se vuelva a pulsar. Esto produce una serie de pequeñas foto-disrupciones, generalmente de unos pocos micrones de tamaño promedio. Las pequeñas foto-disrupciones también suelen estar separadas por unos pocos micrones. El patrón intercalado así formado es tal que el tejido corneal es cortado de manera efectiva, permitiendo, por ejemplo, que el colgajo se separe y levante, mientras disminuye el daño al tejido corneal por el láser.

30 A medida que ha mejorado el control del láser pulsado, el patrón intercalado de foto-disrupciones ha resultado muy regular en términos de tamaño de ablación promedio y separación de ablación. Por ejemplo, a menudo se usa un patrón de cuadrícula muy preciso para cortar el colgajo corneal durante un procedimiento LASIK. Este patrón de cuadrícula muy preciso causa un efecto postquirúrgico no deseado en algunos pacientes. Específicamente, las foto-disrupciones permiten que la luz sea difractada por la córnea, dando lugar a la aparición de un arcoíris en la visual del paciente. Este efecto de arcoíris se observa con mayor frecuencia alrededor de un borde afilado de un objeto en el campo visual del paciente. El efecto arcoíris puede distraer o perjudicar de otro modo la visión o simplemente puede molestar al paciente.

45 Aunque el efecto arcoíris se ha relatado con mayor frecuencia después de una cirugía ocular refractiva en la que se corta un colgajo corneal, probablemente debido a la magnitud del tamaño relativamente grande del colgajo corneal, puede ocurrir en cualquier cirugía refractiva u otra cirugía ocular en la que se corte un patrón de cuadrícula en la córnea utilizando un láser pulsado.

### Resumen

50 La descripción se refiere a un sistema de láser pulsado que incluye una fuente de láser que genera un haz láser, un escáner que controla la ubicación de un punto focal de haz del haz láser y también la ubicación de una foto-disrupción formada en el punto focal del haz en una córnea de un ojo, un ordenador que genera instrucciones para la fuente de láser y el escáner para dirigir la formación de un patrón de foto-disrupción regular en la córnea, y una fuente de ruido que perturba la ubicación de cada foto-disrupción para hacer que se forme un patrón de foto-disrupción irregular en la córnea, tal que la difracción de la luz por la córnea después de la formación del patrón de foto-disrupción disminuye o se evita. El sistema comprende además uno o más elementos de control, en donde la fuente de ruido está configurada para

perturbar al uno o más elementos de control del escáner introduciendo ruido en una señal eléctrica recibida por el elemento de control después de que la señal ha dejado el ordenador o moviendo físicamente el elemento de control.

5 El sistema de láser pulsado también puede incluir los siguientes elementos, que pueden combinarse entre sí a menos que sean claramente excluyentes: i) la fuente de láser puede ser un láser de femtosegundo; ii) el escáner puede incluir al menos un elemento de control transversal y al menos un elemento de control longitudinal; iii) cada fuente de ruido puede estar acoplada al menos a un elemento de control transversal o al menos a un elemento de control longitudinal, o a múltiples elementos de control; iv) el sistema puede incluir múltiples fuentes de ruido, cada una acoplada por separado al menos a un elemento de control transversal o al menos a un elemento de control longitudinal; v) la fuente de ruido puede introducir ruido en una señal eléctrica que controla la ubicación de la foto-disrupción, de modo que se altera la ubicación, 10 en cuyo caso un limitador de señal eléctrica puede limitar la distancia a la que la foto-distribución es perturbada en cualquier dirección; vii) en donde la fuente de ruido puede mover físicamente un elemento del escáner que controla la ubicación de la foto-disrupción, de modo que la ubicación se vea perturbada; viii) la fuente de ruido puede modificar las instrucciones generadas por el ordenador para dirigir la formación de un patrón de foto-disrupción regular de manera que se perturbe una foto-disrupción, en cuyo caso, la fuente de ruido puede incluir un generador de números pseudo-aleatorio o un generador de números aleatorio, y también en cuyo caso el ordenador puede además ejecutar un código para verificar y limitar la distancia a la que se perturba la foto-disrupción; ix) cada foto-disrupción puede verse perturbada a una distancia no mayor del 20% de la separación entre foto-disrupciones en una dirección dada en el patrón de foto-disrupción regular; x) la distancia a la que se perturba cada foto-disrupción puede ser limitada, de modo que las foto-disrupciones no se superpongan.

20 La exposición incluye además un conjunto quirúrgico que incluye cualquier sistema de láser pulsado descrito anteriormente.

La exposición también incluye el uso de cualquier sistema de láser pulsado o conjunto quirúrgico descrito anteriormente para formar un corte en la córnea del ojo de un paciente que se somete a una cirugía ocular, tal como una cirugía ocular refractiva. El uso de un sistema de láser no forma parte de la invención.

25 La exposición incluye además un método para realizar cirugía ocular que incluye formar un patrón de foto-disrupción en la córnea de al menos uno de los ojos del paciente para cortar la córnea produciendo un haz láser con un punto focal del haz, dirigiendo el punto focal del haz utilizando un escáner a una ubicación en la córnea para causar una foto-disrupción, y que se repite para formar un patrón de foto-disrupción, en el que un ordenador genera instrucciones para que el escáner forme un patrón de foto-disrupción regular, que es perturbado por el ruido procedente de una fuente de ruido, de 30 tal modo que la difracción de la luz por la córnea después de la formación del patrón de foto-disrupción disminuye o se evita. Este método no forma parte de la invención.

### Breve descripción de los dibujos

Para una comprensión más completa de la presente invención y de sus características y ventajas, a continuación se hace referencia a la siguiente descripción, tomada en combinación con los dibujos adjuntos, en los que:

35 La FIG 1A es un diagrama esquemático de un sistema de láser pulsado;

La FIG. 1B es un diagrama esquemático de un escáner en el sistema de láser pulsado de la FIG. 1A;

La FIG. 1C es un diagrama esquemático de otro escáner en el sistema de láser pulsado de la FIG. 1A;

La FIG. 2A es un diagrama esquemático de un patrón de foto-disrupción irregular con perturbaciones en una dimensión;

40 La FIG. 2B es un diagrama esquemático de un patrón de foto-disrupción irregular con perturbaciones en dos dimensiones; y

La FIG. 2C es un diagrama esquemático de un patrón de foto-disrupción irregular con perturbaciones en tres dimensiones.

### Descripción detallada

45 En la siguiente descripción, los detalles se exponen a modo de ejemplo para facilitar la exposición del tema revelado. Sin embargo, debe ser evidente para una persona experta en el campo, que las realizaciones descritas son ejemplares y no exhaustivas de todas las realizaciones posibles.

50 La presente descripción se refiere a un sistema y método para realizar cirugía ocular, tal como cirugía ocular refractiva, en la que se forma un patrón de foto-disrupción en la córnea del ojo del paciente. El sistema introduce irregularidad en el patrón de foto-disrupción suficiente para disminuir o evitar la difracción de la luz por la córnea, dando lugar al efecto arcoíris, después de la cirugía. El sistema introduce esta irregularidad utilizando una fuente de ruido y el escáner de un sistema de láser pulsado, en lugar de modificar cualquier parámetro de la fuente del haz láser, tal como la frecuencia de pulso.

La FIG. 1A es un diagrama esquemático del sistema 10 de láser pulsado para utilizar en la formación de un patrón de rejilla de disrupción corneal irregular durante la cirugía ocular, incluida la cirugía ocular refractiva. El sistema 10 de láser pulsado puede ser un instrumento quirúrgico separado, o parte de un sistema de cirugía ocular mayor, que puede incluir otros sistemas láser, sistemas de posicionamiento del paciente o del ojo, sistemas de visualización o cualquier combinación de los mismos. En particular, el sistema 10 de láser pulsado puede ser parte de un conjunto quirúrgico diseñado para proporcionar sustancialmente todos los dispositivos asistidos por ordenador para realizar una cirugía ocular dada.

El sistema 10 de láser pulsado incluye la fuente 20 de láser, que genera el haz láser 30. El sistema 10 incluye distintos componentes para dirigir, enfocar o manipular de otro modo el haz láser 30, tales como escáneres, espejos, dispositivos de expansión de haz y lentes. Por simplicidad, no todos estos componentes se ilustran en la FIG. 1A. Sin embargo, el escáner 40 se ilustra porque el escáner 40 controla los puntos focales 50 del haz ubicados durante la cirugía en la córnea del ojo del paciente. El escáner 40 produce un patrón irregular de puntos focales 50 del haz, que da como resultado un patrón de foto-distribución irregular, tal como los ilustrados en la FIG. 2, FIG. 2B y FIG. 2C en la córnea del ojo del paciente. La fuente 20 de láser y el escáner 40 son controlados por el ordenador 60, que también puede controlar otros componentes del sistema 10 de láser pulsado. El sistema 10 de láser pulsado puede incluir además alojamientos y otros equipos para proteger y colocar sus componentes, así como periféricos de interfaz con el paciente, que pueden ser desechables.

La fuente 20 de láser puede incluir cualquier láser que genere un haz láser 30 en pulsos de una duración seleccionada. La fuente 20 de láser puede nombrarse de acuerdo con la duración del pulso. Por ejemplo, si la duración del pulso está en el rango de femtosegundos, tal como menos de 10 femtosegundos, entonces la fuente de láser 20 es un láser de femtosegundo.

El escáner 40 proporciona control transversal y longitudinal de los puntos focales 50 del haz. "Transversal" se refiere a una dirección en ángulo recto con la dirección de propagación del haz láser 30. Un plano transversal se muestra en la FIG. 2A y en la FIG. 2B e incluye direcciones transversales x e y. Aunque el plano transversal puede ubicarse en cualquier lugar de la córnea del ojo de un paciente, dependiendo de cómo se coloque la córnea en relación con el haz láser 30 cuando entra en la córnea, típicamente el plano transversal se ubicará como se muestra en la FIG. 2A y en la FIG. 2B, aproximadamente paralelo a la superficie de la córnea.

Como se muestra en la FIG. 1B y en la FIG. 1C, el escáner 40 puede controlar los puntos focales 50 del haz en el plano transversal usando un elemento 70 de control transversal. El elemento 70 de control transversal puede incluir un par de espejos que se pueden inclinar alrededor de ejes perpendiculares entre sí. La inclinación de estos espejos puede controlarse mediante un activador galvanométrico, motores piezoeléctricos, un micro activador u otro dispositivo. El elemento 70 de control transversal puede, alternativamente, incluir un cristal electroóptico.

"Longitudinal" se refiere a la dirección de propagación del haz láser 30. La FIG. 2C incluye dirección longitudinal z. Aunque la dirección longitudinal también se puede ubicar en cualquier lugar de la córnea del ojo de un paciente, dependiendo de cómo se coloque la córnea con respecto al haz láser 30 cuando entra en la córnea, típicamente la dirección longitudinal se ubicará como se muestra en la FIG. 2C, aproximadamente perpendicular a la superficie de la córnea.

El escáner 40 puede controlar los puntos focales 50 del haz en una dirección longitudinal utilizando un elemento 80 de control longitudinal, como se muestra en la FIG. 1B y la FIG. 1C. El elemento 80 de control longitudinal puede incluir una lente ajustable longitudinalmente. Alternativamente, el elemento 80 de control longitudinal puede incluir una lente de potencia refractiva variable. También alternativamente, el elemento 80 de control longitudinal puede incluir un espejo deformable.

El escáner 40 puede contener más de un elemento 70 de control transversal, más de un elemento 80 de control longitudinal o más de uno de ambos. Además, el elemento 70 de control transversal y el elemento 80 de control longitudinal pueden estar ubicados en más de una ubicación o dispositivo. De manera similar, múltiples elementos 70 de control transversal o múltiples elementos 80 de control longitudinal pueden estar en más de una ubicación o dispositivo. El escáner 40 puede incluir así un dispositivo distribuido físicamente.

El ordenador 60 incluye al menos un recurso de procesamiento capaz de ejecutar código para generar instrucciones para la fuente 20 de láser y el escáner 40 para formar un patrón de foto-disrupción regular en la córnea del ojo de un paciente. El ordenador 60 puede estar en comunicación física o inalámbrica con la fuente 20 de láser y el escáner 40. El ordenador 60 puede incluir además una memoria, particularmente una memoria para almacenar instrucciones para el recurso de procesamiento, un módulo de comunicaciones para comunicarse con la fuente 20 de láser y el escáner 40, y otros componentes.

El sistema 10 de láser pulsado incluye además una fuente 90 de ruido acoplada o ubicada en el escáner 40. Cuando el ordenador 60 genera instrucciones al escáner 40 para ubicar un punto focal 50 de haz de acuerdo con un patrón de foto-disrupción regular, tal como el patrón 110 de rejilla de foto-disrupción en la FIG. 2A y en la FIG. 2B, la fuente 90 de ruido perturba al menos un elemento 70 de control transversal o el elemento 80 de control longitudinal del escáner 40, de

modo que la foto-disrupción 100 se ve perturbada a partir del patrón de foto-disrupción regular. Como al menos un elemento se perturba en conexión con múltiples instrucciones generadas para múltiples puntos focales 50 de haz, se produce un patrón de foto-disrupción irregular tal como los mostrados en la FIG. 2A, FIG. 2B y FIG. 2C.

5 La fuente 90 de ruido puede incluir una fuente de ruido o múltiples fuentes de ruido. Una fuente de ruido puede estar acoplada a múltiples elementos de control del escáner 40, como se muestra en la FIG. 1B, en cuyo caso se aplica una perturbación similar a cada uno. Se pueden acoplar múltiples fuentes 90 de ruido a un elemento de control diferente del escáner 40, como se muestra en la FIG. 1C, de modo que se aplica una perturbación diferente a cada uno.

10 La fuente 90 de ruido puede estar acoplada eléctrica o físicamente a uno o más elementos de control del escáner 40 y puede incluir cualquier fuente física de una señal estadísticamente ruidosa, tal como ruido térmico. La fuente 90 de ruido puede perturbar el elemento de control al introducir ruido en una señal eléctrica recibida por el elemento después de que la señal haya dejado el ordenador 60, si se aplicable. La fuente 90 de ruido también puede mover físicamente el elemento de control. Cuando la fuente 90 de ruido está acoplada eléctrica o físicamente a uno o más elementos de control del escáner 40, el código ejecutado por el ordenador 60 no necesita modificarse del código convencional que genera un patrón de foto-disrupción regular y el ordenador 60 puede simplemente enviar instrucciones para un patrón de foto-disrupción regular. La fuente 90 de ruido hace que el patrón de foto-disrupción real sea irregular independientemente de las instrucciones recibidas por el escáner 40 desde el ordenador 60.

15 La fuente 90 de ruido también puede estar presente en el ordenador 60, y puede modificar las instrucciones generadas por el ordenador 60 antes de enviarlas al escáner 40. Por ejemplo, la fuente 90 de ruido puede ser un generador de números aleatorio o pseudo-aleatorio. La fuente 90 de ruido se puede añadir fácilmente al código convencional que proporciona un patrón de foto-disrupción regular simplemente provocando una modificación de las instrucciones para el escáner 40 después de que hayan sido generadas por el código convencional y antes de que se envíen.

20 El patrón de foto-disrupción irregular producido usando el sistema y los métodos de la presente exposición puede tener perturbaciones en solo una dimensión, tal como una dirección transversal como se ilustra en la FIG. 2A, o la dirección longitudinal (no se muestra). Las perturbaciones pueden ser en dos dimensiones, tal como en dos direcciones transversales como se ilustra en la FIG. 2B, o en una dirección transversal y la dirección longitudinal (no mostrada). Las perturbaciones también pueden ser en tres dimensiones, como se ilustra en la FIG. 2C.

Típicamente, cada foto-distribución 100 tiene una dimensión promedio de entre 2  $\mu\text{m}$  y 5  $\mu\text{m}$  y es una burbuja de dióxido de carbono y vapor de agua formada por el haz láser 30 en un punto focal 50 del haz.

25 La distancia desde la cual cada foto-disrupción 100 puede ser perturbada por un patrón regular puede ser controlada. Por ejemplo, la distancia puede ser controlada para garantizar que el sistema 10 de láser pulsado realmente corte la córnea, para garantizar que la foto-disrupción no se produzca fuera de la córnea o en un lugar dañino, o ambas cosas. Por ejemplo, si la fuente 90 de ruido está acoplada eléctricamente a uno o más elementos de control del escáner 40, cuando la distancia a la que se perturba la foto-disrupción 100 puede ser controlada usando un limitador de señal eléctrica, tal como un diodo. Si la fuente 90 de ruido introduce ruido en las instrucciones enviadas por el ordenador 60, el ordenador 60 puede ejecutar código adicional para verificar y limitar la distancia a la que se altera la foto-disrupción 100.

30 La distancia a la que se perturba cada foto-disrupción 100 no puede ser mayor de un cierto porcentaje de la separación entre foto-disrupciones en una dirección dada en el patrón de foto-disrupción regular. Por ejemplo, puede ser no mayor del 20%, no mayor del 15%, no mayor del 10% o no mayor del 5% en una dirección dada. La distancia también puede ser limitada de tal manera que las foto-disrupciones 100 no se superpongan.

35 La fuente 90 de ruido, la dirección en la que puede perturbar una foto-disrupción 100, y cualquier límite en la distancia de cada foto-disrupción 100 es tal que cuando el sistema 100 de láser pulsado se usa para formar un patrón de foto-disrupción en la córnea durante la cirugía ocular refractiva u otra cirugía ocular, la difracción de la luz por la córnea después de la cirugía disminuye o se evita. Así, el paciente no experimenta ningún efecto de arcoíris después de la cirugía, o experimenta un efecto de arcoíris con menos frecuencia después de la cirugía que si se usara un sistema idéntico sin fuente 90 de ruido.

Se ha descrito un método para realizar cirugía ocular, tal como cirugía ocular refractiva, en el que se forma un patrón de foto-disrupción en la córnea de al menos uno de los ojos del paciente para cortar la córnea, este método no forma parte de la invención.

40 El método incluye utilizar un sistema de láser pulsado, tal como el sistema 10, para formar el patrón de foto-disrupción. Específicamente, una fuente de láser, tal como la fuente 20 de láser, produce un haz láser, tal como el haz láser 30, que se dirige a un punto focal del haz en la córnea, tal como el punto focal 50 del haz, por un escáner, tal como el escáner 40, donde provoca una foto-disrupción, como una foto-disrupción 100. Este proceso se repite pulsando la fuente 20 de láser para formar un patrón de foto-disrupción en la córnea. La fuente de láser y el escáner son controlados por un ordenador, tal como el ordenador 60. El ruido se introduce utilizando una fuente de ruido, como la fuente 90 de ruido.

La fuente de láser puede producir cada haz láser durante un período de tiempo en el intervalo de femtosegundos, como por ejemplo durante menos de 10 femtosegundos. El intervalo de tiempo entre pulsos puede estar en el intervalo de femtosegundos a nanosegundos.

5 La fuente de láser es controlada por el ordenador, que ejecuta código en un recurso de procesamiento y envía instrucciones a la fuente de láser. El escáner también es controlado por el ordenador, que ejecuta el código en un recurso de procesamiento y envía instrucciones al escáner para que el punto focal del haz y las foto-disrupciones sigan un patrón regular, como el que se muestra en la FIG. 2A y en la FIG. 2B.

10 El escáner controla la ubicación transversal del punto focal del haz utilizando un elemento de control transversal, tal como el elemento 70. La ubicación transversal se puede controlar y cambiar activando al menos uno de un par de activadores galvanométricos acoplados a un par de espejos que se pueden inclinar alrededor de ejes perpendiculares entre sí. Activar al menos uno de los dos activadores hace que el espejo acoplado se incline alrededor de su eje. La ubicación transversal también se puede controlar y cambiar cambiando el campo eléctrico de un cristal electroóptico a través del cual pasa el haz láser. El cristal tiene un cambio en su índice de refracción que es linealmente proporcional al campo eléctrico.

15 El escáner controla la ubicación longitudinal del punto focal del haz utilizando un elemento de control longitudinal, tal como el elemento 80. La ubicación longitudinal se puede controlar y cambiar ajustando una lente ajustable longitudinalmente, por ejemplo cambiando la posición de la lente longitudinalmente dentro de un alojamiento. La ubicación longitudinal también se puede controlar y cambiar moviendo la ubicación transversal de una lente de potencia refractiva variable. La ubicación longitudinal también se puede controlar y cambiar cambiando la forma de un espejo deformable.

20 El ruido puede introducirse mediante el acoplamiento de una señal eléctrica o un componente físico a una fuente de ruido físico, como una fuente de ruido térmico. La fuente de ruido puede causar una variación en la señal eléctrica o en el grado de movimiento físico causado por el componente físico. El grado en que el ruido perturba el patrón de foto-disrupción puede controlarse mediante la inclusión de un limitador de señal eléctrica, tal como un diodo, entre la fuente de señal eléctrica y cualquier componente del elemento de control que realmente posiciona el haz láser.

30 El ruido también puede introducirse aplicando una fuente de ruido, tal como un generador de números pseudo-aleatorio o aleatorio, a las instrucciones generadas por el ordenador dirigiendo un patrón de foto-disrupción regular antes de que las instrucciones se envíen realmente al escáner. El grado en que el ruido perturba el patrón de foto-disrupción puede controlarse ejecutando código adicional para verificar y limitar la distancia a la que la foto-disrupción puede verse perturbada en cualquier dirección.

Así, se produce un patrón de foto-disrupción irregular en el que las foto-disrupciones son perturbadas en una, dos o tres dimensiones. Las foto-disrupciones aún producen efectivamente un corte en la córnea, pero no difractan la luz en la córnea, o no lo hacen tan bien como un patrón de foto-disrupción regular. Como resultado, el paciente no experimenta o tiene menos efectos de arcoíris después de la cirugía.

35 Este método puede realizarse como parte de una cirugía ocular refractiva, tal como LASIK, o cualquier otra cirugía ocular en la que se corte la córnea, como la cirugía de cataratas.

40 El tema expuesto anteriormente debe considerarse ilustrativo y no restrictivo, y las reivindicaciones adjuntas están destinadas a cubrir todas las modificaciones, mejoras y otras realizaciones que caen dentro del alcance de la presente exposición. Así, en la máxima magnitud permitida por la ley, el alcance de la presente exposición ha de ser determinado mediante la interpretación más amplia permitida de las siguientes reivindicaciones y sus equivalentes, y no se limitará ni limitará mediante la descripción detallada anterior.

**REIVINDICACIONES**

1. Un sistema (10) de láser pulsado que comprende:
  - una fuente (20) de láser que genera un haz láser (30);
  - un escáner (40) que controla la ubicación del punto focal (50) de haz del haz láser y también la ubicación de una foto-disrupción formada en el punto focal del haz en la córnea de un ojo;
  - un ordenador (60) que genera instrucciones para la fuente de láser y el escáner para dirigir la formación de un patrón de foto-disrupción regular en la córnea; y
  - una fuente (90) de ruido que perturba la ubicación de cada foto-disrupción para hacer que se forme un patrón de foto-disrupción irregular en la córnea, de modo que la difracción de la luz por la córnea después de la formación del patrón de foto-disrupción disminuye o se evita, caracterizado por que el sistema comprende además uno o más elementos de control, en donde la fuente de ruido está configurada para perturbar uno o más elementos de control del escáner introduciendo ruido en una señal eléctrica recibida por el elemento de control después de que la señal haya dejado el ordenador o moviendo físicamente el elemento de control..
2. El sistema de láser pulsado de la reivindicación 1, en el que la fuente (20) de láser es un láser de femtosegundo.
3. El sistema de láser pulsado de la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en el que el escáner (40) comprende al menos un elemento (70) de control transversal y al menos un elemento (80) de control longitudinal.
4. El sistema de láser pulsado de la reivindicación 3, en el que la fuente (90) de ruido está acoplada al menos a un elemento (70) de control transversal o al menos a un elemento (80) de control longitudinal, o a múltiples elementos de control.
5. El sistema de láser pulsado de la reivindicación 3, que comprende múltiples fuentes (90a, 90b) de ruido, cada una acoplada por separado al menos a un elemento (70) de control transversal o al menos a un elemento (80) de control longitudinal.
6. El sistema de láser pulsado de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, que comprende además un limitador de señal eléctrica para limitar la distancia a la que se perturba la foto-disrupción en cualquier dirección.
7. El sistema de láser pulsado de cualquiera de las reivindicaciones 1-6, en el que cada foto-disrupción es perturbada a una distancia no mayor del 20% de la separación entre foto-disrupciones en una dirección dada en el patrón regular de foto-disrupción.
8. El sistema de láser pulsado de cualquiera de las reivindicaciones 1-7, en el que la distancia a la que cada foto-disrupción es perturbada está limitada de tal modo que las foto-disrupciones no se superpongan.
9. Un conjunto quirúrgico que comprende el sistema de láser pulsado de cualquiera de las reivindicaciones 1-8.

