

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 668 643**

51 Int. Cl.:

**A61F 9/008** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **16.05.2011 PCT/EP2011/002415**

87 Fecha y número de publicación internacional: **22.11.2012 WO12155930**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **16.05.2011 E 11720390 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **11.04.2018 EP 2709576**

54 Título: **Procedimiento para el calibrado de un sistema para el tratamiento quirúrgico de un ojo**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**21.05.2018**

73 Titular/es:  
**WAVELIGHT GMBH (100.0%)  
Am Wolfsmantel 5  
91058 Erlangen, DE**

72 Inventor/es:  
**WELLHOEFER, ARMIN y  
DONITZKY, CHRISTOF**

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

**ES 2 668 643 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**

Procedimiento para el calibrado de un sistema para el tratamiento quirúrgico de un ojo

La invención se refiere a un sistema y a un procedimiento para el tratamiento quirúrgico de un ojo, especialmente utilizando un láser con un índice de repetición alto. La invención se refiere además a un procedimiento para el calibrado de un sistema de este tipo para el tratamiento quirúrgico de un ojo.

En la cirugía ocular refractiva para el tratamiento de la vista defectuosa mediante fotoablación de la córnea se suelen utilizar en la actualidad láseres excímer de fluoruro de argón que emiten luz ultravioleta con una longitud de onda de 193 nm. Dado que la córnea presenta una alta absorción en este rango de longitud de onda, el tejido corneal puede desprenderse de forma precisa, sometiendo las capas de tejido adyacentes a una carga mínima. La profundidad de la ablación, es decir, el grosor de la capa de tejido corneal desprendida por el láser, se controla mediante un control correspondiente de la energía de pulsos, debiéndose llevar a cabo la supervisión de la energía de pulsos de manera que se eviten de forma fiable las alteraciones del paciente como consecuencia de los cambios del tejido adyacente en el tejido corneal a desprender.

Los sistemas de láser excímer utilizados en la actualidad funcionan con índices de repetición de 200 Hz a 750 Hz. Sin embargo, un aumento de la frecuencia del láser permitiría una reducción de la duración del tratamiento, con lo que se pueden minimizar las complicaciones y la deshidratación de la córnea durante la operación. Como consecuencia, se están realizando esfuerzos para utilizar en la cirugía ocular refractiva sistemas de láser excímer con un mayor índice de repetición de hasta 1050 Hz. No obstante, la frecuencia aumentada de los sistemas láser debe tenerse en cuenta en el control de la energía de pulsos, dado que, en caso contrario, no podría excluirse de forma fiable la posibilidad de que se produzcan daños en el ojo tratado.

La memoria impresa WO 2006/087180 A2 revela un procedimiento para la creación de un programa de ablación para una ablación de material de una superficie de un cuerpo de acuerdo con un perfil de ablación teórico preestablecido mediante la emisión a la superficie de pulsos de un rayo láser pulsado, en el que el programa de ablación se crea a partir del perfil de ablación teórico en función de la forma de un perfil de rayo del rayo láser y en función de una inclinación de la superficie a desprender y/o teniendo en cuenta un contenido de agua en el material a desprender.

La memoria impresa WO 02/102262 A1 revela un procedimiento y un dispositivo correspondiente para el desprendimiento de material con ayuda de radiación láser. En este caso, la temperatura y/o la humedad en el punto de ablación se mantienen fundamentalmente constantes por medio de un gas que fluye en una dirección preestablecida a lo largo del punto de ablación. Durante el proceso de desprendimiento, el gas tiene temperaturas, valores de humedad y velocidades de flujo constantes o variables. Un dispositivo para llevar a cabo el procedimiento presenta un canal tubular, incidiendo a través de su extremo un rayo láser en la superficie de un objeto y desprendiendo el material allí existente. En este caso, desde los orificios de salida de un canal de flujo, que está conectado a un dispositivo de transporte a través de un manguito de empalme, se dirige al punto de ablación un flujo de aire templado con una humedad definida.

La memoria impresa US 2007/173792 A1 revela un procedimiento para probar un sistema de cirugía láser ocular que comprende: reproducción de una muestra de calibrado conocida en un emplazamiento de la imagen con un dispositivo de reproducción; creación de una escala de imagen basada en la muestra de calibrado y en la imagen; modificación conforme a la imagen de una serie de áreas de una superficie de prueba con un rayo láser del sistema en el punto de reproducción; desviación lateral del rayo láser de acuerdo con una muestra prevista entre el cambio de las zonas utilizando un sistema de emisión de haz para conformar una muestra de prueba en la superficie de prueba; reproducción de la muestra de prueba en el punto de reproducción con el dispositivo de reproducción; determinación de una característica de desviación lateral del sistema de emisión del haz basada en la escala de imagen, en la muestra prevista y en la imagen de la muestra de prueba; y cualificación o calibrado del sistema de emisión del haz en respuesta a la característica de desviación lateral.

La memoria impresa WO 2010/102246 A1 revela un procedimiento quirúrgico láser con los pasos: preparación de un dispositivo quirúrgico láser con un dispositivo manual que comprende un componente de alimentación óptico para la emisión de energía láser de una fuente a un volumen de destino, y un sensor de aceleración para la determinación de la posición del dispositivo manual; utilización del dispositivo manual para la emisión de la energía láser de una fuente a una pluralidad de posiciones dentro del volumen de destino; utilización del sensor de aceleración para la determinación de la posición del dispositivo manual; determinación de una cantidad de energía que se aporta a cada una de la pluralidad de posiciones dentro del volumen de destino sobre la base de la posición determinada; e indicación de una representación gráfica de la cantidad de energía.

La memoria impresa EP 1 279 385 A1 revela una técnica en la que, durante el tiempo de irradiación correspondiente de la radiación de tratamiento, se dirigen al tejido biológico tratados pulsos de radiación adicionales con una duración de pulso más reducida y una energía menor que en la radiación de tratamiento, o en la que la radiación de tratamiento se desconecta brevemente y se conecta de nuevo. Los pulsos de radiación adicionales o las desconexiones breves de la radiación de tratamiento se pueden llevar a cabo fundamentalmente en intervalos de tiempo iguales. Las expansiones de tejido térmicas que se producen al aplicar los impulsos de radiación adicionales y las contracciones de tejido que se producen durante las desconexiones breves de la radiación de tratamiento se registran mediante una medición de la presión o mediante una medición óptica. A partir de las respectivas señales

de medición, provocadas por los pulsos de radiación adicionales (pulsos de radiación de medición) o por las desconexiones breves de la radiación de tratamiento, se determina el aumento de la temperatura, especialmente se determinan los valores absolutos respectivos de la temperatura.

5 La invención se basa en la tarea de proponer un procedimiento para el calibrado de un sistema para el tratamiento quirúrgico de un ojo que permita evitar alteraciones no deseadas de las capas de tejido que limitan con capas de tejido a desprender por medio de un láser.

Esta tarea se resuelve mediante un procedimiento para el calibrado de un sistema para el tratamiento quirúrgico de un ojo según la reivindicación independiente. En las reivindicaciones dependientes se explican formas de realización perfeccionadas.

10 Un sistema para el tratamiento quirúrgico de un ojo comprende un dispositivo láser diseñado para emitir luz con una longitud de onda y un índice de repetición adecuados para el tratamiento quirúrgico de un ojo. El dispositivo láser puede comprender, por ejemplo, un láser excímer, especialmente un láser excímer de fluoruro de argón, que emite luz ultravioleta con una longitud de onda de 193 nm. En el caso del dispositivo láser puede tratarse, en principio, de un dispositivo láser convencional que funcione con un índice de repetición de 200 Hz a 750 Hz. Sin embargo, el  
15 dispositivo láser es capaz preferiblemente de poner en práctica un índice de repetición más elevado de, por ejemplo, 1050 Hz o más.

El sistema de tratamiento comprende además un dispositivo de registro de temperatura diseñado para registrar la temperatura de un objeto a exponer a la luz del dispositivo láser. El dispositivo de registro de temperatura puede ser cualquier dispositivo de medición que sea capaz de registrar la temperatura del objeto a exponer a la luz del  
20 dispositivo láser. El objeto es un objeto de prueba de un material plástico que se puede exponer a la luz del dispositivo láser para el calibrado del sistema para el tratamiento quirúrgico de un ojo, como se explicará más adelante con mayor detalle. La temperatura a registrar por medio del dispositivo de registro de temperatura puede ser la temperatura de un objeto de prueba de un material plástico a exponer a la luz del dispositivo láser antes de la exposición a la luz del dispositivo láser o la temperatura de un objeto de prueba de un material plástico a exponer a  
25 la luz del dispositivo láser durante la exposición a la luz del dispositivo láser.

Un sistema de tratamiento, que no forma parte de la invención, permite ventajosamente tener en cuenta la temperatura de un objeto a exponer a la luz de un dispositivo láser durante la exposición del objeto a la luz del dispositivo láser. Por ejemplo, con ayuda de un sistema según la invención como éste es posible tener en cuenta la temperatura inicial de un ojo a tratar o de un objeto de prueba, es decir, la temperatura que presenta el ojo o el  
30 objeto de prueba antes del tratamiento con la luz emitida por el dispositivo láser durante el tratamiento del ojo o del objeto de prueba con la luz del dispositivo láser. Alternativa o adicionalmente, el sistema de tratamiento permite registrar el efecto que tiene la luz del dispositivo láser en la temperatura de un objeto expuesto a la luz del dispositivo láser. Por medio del dispositivo de registro de temperatura se puede registrar especialmente un aumento de la temperatura del objeto causado por la exposición a la luz del dispositivo láser.

35 De este modo se pueden minimizar o evitar los daños provocados, por ejemplo, por temperaturas demasiado elevadas en un ojo tratado mediante el sistema de tratamiento. Así se puede reducir el riesgo de complicaciones existente en el tratamiento quirúrgico de un ojo. El equipamiento de un sistema para el tratamiento quirúrgico de un ojo con un dispositivo de registro de temperatura resulta especialmente conveniente si el sistema comprende un dispositivo láser capaz de emitir una luz con un índice de repetición alto de, por ejemplo, 1050 Hz, dado que un  
40 índice de repetición alto del dispositivo láser tiene como consecuencia un aumento intensificado de la temperatura en un objeto expuesto a la luz del dispositivo láser. No obstante, el dispositivo de registro de temperatura también se puede utilizar ventajosamente en un sistema de tratamiento dotado de un dispositivo láser convencional con un índice de repetición de, por ejemplo, 200 Hz a 750 Hz para la optimización del proceso de tratamiento, evitando los daños que se producen en el ojo a tratar causados por la temperatura.

45 El dispositivo de registro de temperatura del sistema de tratamiento, que no forma parte de la invención, puede diseñarse para registrar la temperatura del objeto a exponer a la luz del dispositivo láser antes de la exposición del objeto a la luz del dispositivo láser. Con otras palabras, el dispositivo de registro de temperatura puede diseñarse para medir una temperatura inicial del objeto a exponer a la luz del dispositivo láser. Sin embargo, el dispositivo de registro de temperatura se puede diseñar adicional o alternativamente para registrar la temperatura del objeto a exponer a la luz del dispositivo láser durante la exposición del objeto a la luz del dispositivo láser. En especial, el  
50 dispositivo de registro de temperatura se puede diseñar para realizar un registro continuo de la temperatura del objeto a exponer a la luz del dispositivo láser durante la exposición del objeto a la luz del dispositivo láser.

Un dispositivo de registro de temperatura puede comprender un sensor que funciona preferiblemente sin contacto para el registro de la temperatura de un objeto a exponer a la luz del dispositivo láser. Alternativamente también se  
55 puede imaginar dotar un dispositivo de registro de temperatura de un dispositivo para el registro de la reflexión de los rayos ultravioleta del objeto a exponer a la luz del dispositivo láser, por medio del cual sea posible una estimación de la temperatura del objeto a exponer a la luz del dispositivo láser. No obstante, un dispositivo de registro de temperatura se dota preferiblemente de una cámara de imágenes térmicas.

60 Una cámara de imágenes térmicas resulta especialmente ventajosa si se pretende utilizar el dispositivo de registro de temperatura para registrar la temperatura del objeto a exponer a la luz del dispositivo láser durante la exposición del objeto a la luz del dispositivo láser, dado que la cámara de imágenes térmicas no influye negativamente en la

exposición del objeto a la luz del dispositivo láser, permitiendo, sin embargo, un registro sin problemas de la temperatura en tiempo real. La radiación de rayos infrarrojos emitida por el objeto a exponer a la luz del dispositivo láser se puede aportar directamente a la cámara de imágenes térmicas. Sin embargo, si se desea o es necesario, también se puede disponer al menos un dispositivo de desviación, por ejemplo, un espejo de desviación o similar, en la trayectoria de los rayos de la radiación infrarroja emitida por el objeto a exponer a la luz del dispositivo láser.

Un sistema para el tratamiento quirúrgico de un ojo, que no forma parte de la invención, comprende además preferiblemente un dispositivo de control diseñado para recibir una señal de temperatura emitida por el dispositivo de registro de temperatura y para controlar el dispositivo láser en dependencia de dicha señal de temperatura. El dispositivo de control se puede diseñar, por ejemplo, para recibir una señal de temperatura que sea característica para una temperatura media por una superficie definida del objeto a exponer a la luz del dispositivo láser que puede presentar un tamaño, por ejemplo, de 20x20 mm. El dispositivo de control puede diseñarse para controlar el dispositivo láser en función de una temperatura inicial del objeto a exponer a la luz del dispositivo láser medida antes de la exposición del objeto a la luz del dispositivo láser. El dispositivo de control se puede diseñar, por ejemplo, para adaptar la energía de pulsos del dispositivo láser a la temperatura inicial medida del objeto a exponer a la luz del dispositivo láser. No obstante, el dispositivo de control también se puede diseñar, alternativa o adicionalmente, para controlar el dispositivo láser durante la exposición del objeto a la luz del dispositivo láser en dependencia de la señal de temperatura emitida por el dispositivo de registro de temperatura.

El dispositivo de control puede diseñarse especialmente para reducir la energía de pulsos del dispositivo láser o para activar de nuevo una zona de ablación en un momento posterior cuando la temperatura del objeto expuesto a la luz del dispositivo láser registrada por el dispositivo de registro de temperatura rebasa un valor límite predeterminado. Si se desea o si es necesario, el dispositivo de control se puede diseñar para desconectar el dispositivo láser cuando la temperatura del objeto expuesto a la luz del dispositivo láser registrada por el dispositivo de registro de temperatura rebasa un valor límite predeterminado. Gracias a una configuración de este tipo de un sistema de tratamiento se pueden reducir o evitar por completo los daños que se producen en un ojo a tratar provocados por un aumento no deseado de la temperatura. De este modo es posible proteger a los pacientes, por ejemplo, contra los daños oculares causados por el fallo de un escáner o de ambos escáneres que conduce/conducen el rayo láser por la superficie del ojo a tratar.

En un procedimiento para el tratamiento quirúrgico de un ojo, el ojo se expone a la luz emitida por un dispositivo láser con una longitud de onda y un índice de repetición adecuados para el tratamiento quirúrgico del ojo. La luz emitida por el dispositivo láser puede ser, por ejemplo, luz ultravioleta con una longitud de onda de 193 nm. Los índices de repetición del dispositivo láser pueden ser de 200 Hz a 750 Hz, aunque también claramente mayores y ser, por ejemplo, de 1050 Hz o más. Por otra parte, en un procedimiento para el tratamiento quirúrgico de un ojo se registra la temperatura del ojo a exponer a la luz del dispositivo láser.

La temperatura del ojo a exponer a la luz del dispositivo láser se puede registrar por medio del dispositivo de registro de temperatura antes y/o mientras se expone el ojo a la luz del dispositivo láser. Cuando el registro de la temperatura se realiza antes de la exposición del ojo a la luz del dispositivo láser, es decir, cuando se determina la temperatura inicial del ojo, pueden adoptarse, si fuera necesario, medidas para el ajuste de la temperatura del ojo a exponer a la luz del dispositivo láser a una temperatura teórica. Por ejemplo, el ojo, en especial la córnea del ojo, se puede enfriar para reducir su temperatura antes de la exposición a la luz del dispositivo láser.

La temperatura del ojo a exponer a la luz del dispositivo láser se registra preferiblemente sin contacto con ayuda de una cámara de imágenes térmicas.

En un procedimiento para el tratamiento quirúrgico de un ojo, el dispositivo láser se controla en dependencia de una señal de temperatura emitida por el dispositivo de registro de temperatura. Por ejemplo, el control del dispositivo láser se puede ajustar a una temperatura inicial medida del ojo a exponer a la luz del dispositivo láser. Adicional o alternativamente, el dispositivo láser se puede controlar durante el tratamiento quirúrgico del ojo, es decir, mientras el ojo se expone a la luz del dispositivo láser, en función de una señal de temperatura emitida por el dispositivo de registro de temperatura.

En especial la energía de pulsos del dispositivo láser se puede reducir o una zona de ablación se puede activar de nuevo en un momento posterior si la temperatura registrada del ojo expuesto a la luz del dispositivo láser rebasa un valor límite predeterminado. De este modo se pueden minimizar o evitar por completo los daños en el ojo a tratar provocados por temperaturas demasiado elevadas. Si es necesario, el dispositivo láser también se puede desconectar completamente si la temperatura registrada del ojo expuesto a la luz del dispositivo láser rebasa un valor límite predeterminado.

En un procedimiento para el calibrado de un sistema para el tratamiento quirúrgico de un ojo, un objeto de prueba se expone a la luz emitida por un dispositivo láser con una longitud de onda y un índice de repetición adecuados para el tratamiento quirúrgico del ojo. La luz emitida por el dispositivo láser puede ser, por ejemplo, luz ultravioleta con una longitud de onda de 193 nm. Los índices de repetición del dispositivo láser pueden ser de 200 Hz a 750 Hz, aunque también claramente mayores y ser, por ejemplo, de 1050 Hz o más. Además, se registra la temperatura del objeto de prueba a exponer a la luz del dispositivo láser. El objeto de prueba se compone de un material plástico, especialmente de polimetilmetacrilato (PMMA), que se caracteriza por una alta absorción de la luz emitida por el dispositivo láser.

La temperatura del objeto de prueba a exponer a la luz del dispositivo láser se puede registrar antes y/o durante la exposición del objeto de prueba a la luz del dispositivo láser. Con otras palabras, en el procedimiento para el calibrado de un sistema para el tratamiento quirúrgico de un ojo se pueden tener cuenta la temperatura inicial del objeto de prueba y/o la temperatura del objeto de prueba durante la exposición del objeto de prueba a la luz del dispositivo láser.

La temperatura del objeto de prueba a exponer a la luz del dispositivo láser se registra sin contacto por medio de una cámara de imágenes térmicas.

Se puede ajustar una profundidad de ablación teórica del objeto de prueba en dependencia de una temperatura inicial del objeto de prueba a exponer a la luz del dispositivo láser.

Un conjunto de parámetros para un programa de supervisión para la supervisión del dispositivo láser durante el tratamiento quirúrgico de un ojo se elabora preferiblemente en función de una señal de temperatura emitida por el dispositivo de registro de temperatura. Por ejemplo, el conjunto de parámetros para el programa de supervisión se puede crear en dependencia de una señal de temperatura emitida por el dispositivo de registro de temperatura que caracteriza la temperatura inicial del objeto de prueba. Adicional o alternativamente, en la creación del conjunto de parámetros para el programa de supervisión se puede tener en cuenta una señal de temperatura emitida por el dispositivo de registro de temperatura que caracteriza la temperatura del objeto de prueba durante la exposición a la luz del dispositivo láser.

En el programa de supervisión para la supervisión del dispositivo láser durante el tratamiento quirúrgico de un ojo se determina especialmente una energía de pulsos del dispositivo láser necesaria para la obtención de un resultado de tratamiento deseado en dependencia de la señal de temperatura emitida por el dispositivo de registro de temperatura. Por ejemplo, en el programa de supervisión se puede almacenar qué energía de pulsos del dispositivo láser es necesaria para conseguir una profundidad de desprendimiento deseada, es decir, un grosor deseado de la capa de tejido desprendida mediante la luz del dispositivo láser. Con esta finalidad, en el marco del procedimiento para el calibrado del sistema de tratamiento se puede determinar una correlación de la potencia del dispositivo láser con la profundidad de ablación obtenida en dependencia de la temperatura del objeto de prueba y, a continuación, llevar a cabo una corrección de estos datos teniendo en cuenta las propiedades del material del objeto de prueba y de la parte de un ojo a tratar, por ejemplo, de la córnea de un ojo.

La invención se define por medio de las reivindicaciones. A continuación se explica más detalladamente un ejemplo de realización preferido de la invención a la vista de los dibujos esquemáticos adjuntos, en los que la

Figura 1 muestra una representación esquemática de un sistema para el tratamiento quirúrgico de un ojo que no forma parte de la invención, y la

Figura 2 muestra un diagrama de flujo que ilustra los pasos de un procedimiento para el calibrado de un sistema para el tratamiento quirúrgico de un ojo, así como de un procedimiento no conforme a la invención para el tratamiento quirúrgico de un ojo.

Un sistema 10 representado en la figura 1 para el tratamiento quirúrgico de un ojo comprende un dispositivo láser 12 con un láser excímer de fluoruro de argón que emite luz ultravioleta con una longitud de onda de 193 nm. El dispositivo láser 12 funciona con un índice de repetición de 1050 Hz. Sin embargo, en el sistema 10 también se puede utilizar un dispositivo láser con un índice de repetición más reducido de, por ejemplo, 200 Hz a 750 Hz.

El sistema 10 está dotado además de un dispositivo de registro de temperatura 14. El dispositivo de registro de temperatura 14 comprende una cámara de imágenes térmicas 16 que puede llevar a cabo mediciones de temperatura sin contacto por medio de la radiación infrarroja aportada a la misma. El dispositivo de registro de temperatura 14 comprende además un dispositivo de desviación 18 para la desviación de la radiación infrarroja suministrada a la cámara de imágenes térmicas 16. En el ejemplo mostrado en la figura 1 de un sistema 10 para el tratamiento quirúrgico de un ojo, el dispositivo de desviación 18 se compone de un espejo recubierto de plata, aluminio u oro dispuesto en la trayectoria de los rayos de la radiación infrarroja suministrada a la cámara de imágenes térmicas 16.

El dispositivo láser 12 comprende un dispositivo de control 20 que sirve para controlar el funcionamiento del dispositivo láser 12 y especialmente la energía de pulsos del dispositivo láser 12. Por otra parte, el dispositivo de control 20 controla un escáner 22 dotado de dos ejes de desviación. El escáner 22 sirve para mover la luz emitida por el dispositivo láser 12, es decir, el rayo láser L, por una superficie de un objeto 26 a exponer a la luz del dispositivo láser 12, es decir, al rayo láser L.

A continuación se explican el calibrado, así como el funcionamiento del sistema 10 ilustrado en la figura 1 para el tratamiento quirúrgico de un ojo. Como se representa en la figura 2, después de la puesta en marcha del sistema 10 se comprueba en primer lugar si es necesario un calibrado del sistema 10. Por ejemplo, se puede considerar un calibrado del sistema 10 en la primera conexión del sistema 10 o después de un número determinado de tratamientos realizados por medio del sistema 10 o después de un número predeterminado de horas de uso del sistema 10. Además, un aviso de fallo emitido por el sistema 10 puede hacer necesario un calibrado del sistema. Finalmente, también es posible imaginar que un usuario del sistema 10 pueda decidir si se lleva a cabo un calibrado del sistema 10.

Si en el paso de comprobación antes descrito se determina que es necesario un calibrado del sistema 10, se lleva a cabo un procedimiento de calibrado que se describe a continuación. En el marco de este procedimiento de calibrado se registra en primer lugar, por medio de la cámara de imágenes térmicas 16, una temperatura inicial de un objeto de prueba. Como objeto de prueba se puede utilizar, por ejemplo, un objeto de prueba compuesto de un material plástico, especialmente de polimetilmetacrilato. A continuación, el objeto de prueba se expone al rayo láser L emitido por el dispositivo láser 12. Durante la exposición del objeto de prueba al rayo láser L se registra de forma continua la temperatura del objeto de prueba por medio de la cámara de imágenes térmicas 16.

Durante el registro de la temperatura inicial del objeto de prueba se realiza la medición de temperatura, al igual que en el registro continuo de la temperatura del objeto de prueba durante la exposición del objeto de prueba al rayo láser L, por una superficie definida del objeto de prueba que presenta un tamaño de, por ejemplo, 20x20 mm. Para cada medición de temperatura se llevan a cabo tres mediciones en un intervalo de, por ejemplo, 5 segundos durante un tiempo de, por ejemplo, 0,5 segundos y se calcula un valor medio de los valores de medición. El valor medio a partir de estas tres mediciones se considera respectivamente el valor de temperatura del objeto de prueba.

Además, la profundidad de ablación obtenida del objeto de prueba se registra en dependencia de la energía de pulsos del dispositivo láser 12, correlacionándose estos valores con los valores de temperatura medidos del objeto de prueba. Por último, la medición de calibrado se utiliza para la creación de un conjunto de parámetros para un programa de supervisión para la supervisión del dispositivo láser 12 sobre la base de la correlación de la energía de pulsos del dispositivo láser 12 con la profundidad de ablación del objeto de prueba teniendo en cuenta la temperatura del objeto de prueba. Con otras palabras, se crea un conjunto de parámetros que permite controlar el dispositivo láser 12, es decir, especialmente la energía de pulsos del dispositivo láser 12, de manera que se obtenga una profundidad de ablación deseada aunque sin rebasar, al mismo tiempo, una temperatura máxima deseada de un ojo a tratar. Se entiende que, durante la creación de los parámetros, los datos registrados en el marco de la medición de calibrado para el objeto de prueba deben corregirse teniendo en cuenta las propiedades del material del objeto de prueba y de la parte a tratar de un ojo, por ejemplo, de la córnea de un ojo. Como consecuencia, el resultado del calibrado del sistema 10 es un conjunto de parámetros que permite controlar la energía de pulsos del dispositivo láser 12 necesaria para la obtención de una profundidad de ablación deseada teniendo ya en cuenta los efectos del rayo láser L sobre la temperatura de un ojo a tratar con el rayo láser L.

En la realización de un procedimiento, ilustrado en la figura 2 en el lado derecho, para el tratamiento quirúrgico de un ojo, que no forma parte de la invención, se registra en primer lugar la temperatura inicial del ojo a tratar, es decir, especialmente la temperatura inicial de la córnea del ojo. Esta medición de la temperatura se lleva a cabo por medio de la cámara de imágenes térmicas 16. Si se desea o es necesario, la temperatura inicial del ojo se puede ajustar, por ejemplo, se puede reducir mediante el enfriamiento del ojo o de la córnea del ojo.

El ojo se expone a continuación al rayo láser L, registrándose de forma continua durante la exposición del ojo al rayo láser L emitido por el dispositivo láser 12, la temperatura del ojo por medio de la cámara de imágenes térmicas 16. La energía de pulsos del dispositivo láser 12 se controla mediante el conjunto de parámetros creado en el marco del procedimiento de calibrado antes descrito. Por otra parte, el dispositivo de control 20 reduce la energía de pulsos del dispositivo láser 12 o activa de nuevo una zona de ablación en un momento posterior en caso de que la temperatura del ojo rebase un valor límite predeterminado. De este modo se evitan de forma fiable los daños en el ojo provocados por la temperatura.

**REIVINDICACIONES**

- 5 1. Procedimiento para el calibrado de un sistema para el tratamiento quirúrgico de un ojo con un dispositivo láser (12) diseñado para emitir luz con una longitud de onda y un índice de repetición adecuados para el tratamiento quirúrgico de ojo,  
con un dispositivo de registro de temperatura (14) diseñado para registrar la temperatura de un objeto (26) a exponer a la luz del dispositivo láser (12), y con  
un dispositivo de control (20) diseñado para recibir una señal de temperatura emitida por el dispositivo de registro de temperatura (14) y para controlar el dispositivo láser (12) en dependencia de esta señal de temperatura,  
10 diseñándose el dispositivo de control (20) para activar de nuevo una zona de ablación en un momento posterior si la temperatura del objeto (26) expuesto a la luz del dispositivo láser (12) registrada por el dispositivo de registro de temperatura (14), rebasa un valor límite predeterminado, de manera que se eviten los daños que se producen en un ojo a tratar como consecuencia de un aumento de la temperatura no deseado, comprendiendo el procedimiento:  
- la exposición de un objeto de prueba a la luz emitida por el dispositivo láser (12) con una longitud de onda y un  
15 índice de repetición adecuados para el tratamiento quirúrgico del ojo,  
registrándose la temperatura del objeto de prueba a exponer a la luz del dispositivo láser (12), y  
componiéndose el objeto de prueba de un material plástico, y  
registrándose la temperatura del objeto de prueba a exponer a la luz del dispositivo láser (12) antes y/o durante la  
exposición del objeto de prueba a la luz del dispositivo láser (12), y  
20 registrándose la temperatura del objeto de prueba a exponer a la luz del dispositivo láser (12) por medio de una cámara de imágenes térmicas (16).
2. Procedimiento según una de las reivindicaciones 1, ajustándose una profundidad de ablación teórica del objeto de prueba en dependencia de una temperatura inicial del objeto de prueba a exponer a la luz del dispositivo láser (12).  
25
3. Procedimiento según una de las reivindicaciones 1 a 2, creándose un conjunto de parámetros para un programa de supervisión para la supervisión del dispositivo láser (12) durante el tratamiento quirúrgico de un ojo en función de una señal de temperatura emitida por el dispositivo de registro de temperatura (14).
- 30 4. Procedimiento según la reivindicación 3, determinándose en el conjunto de parámetros una energía de pulsos del dispositivo láser (12) necesaria para la obtención de un resultado de tratamiento deseado en dependencia de la señal de temperatura emitida por el dispositivo de registro de temperatura (14).

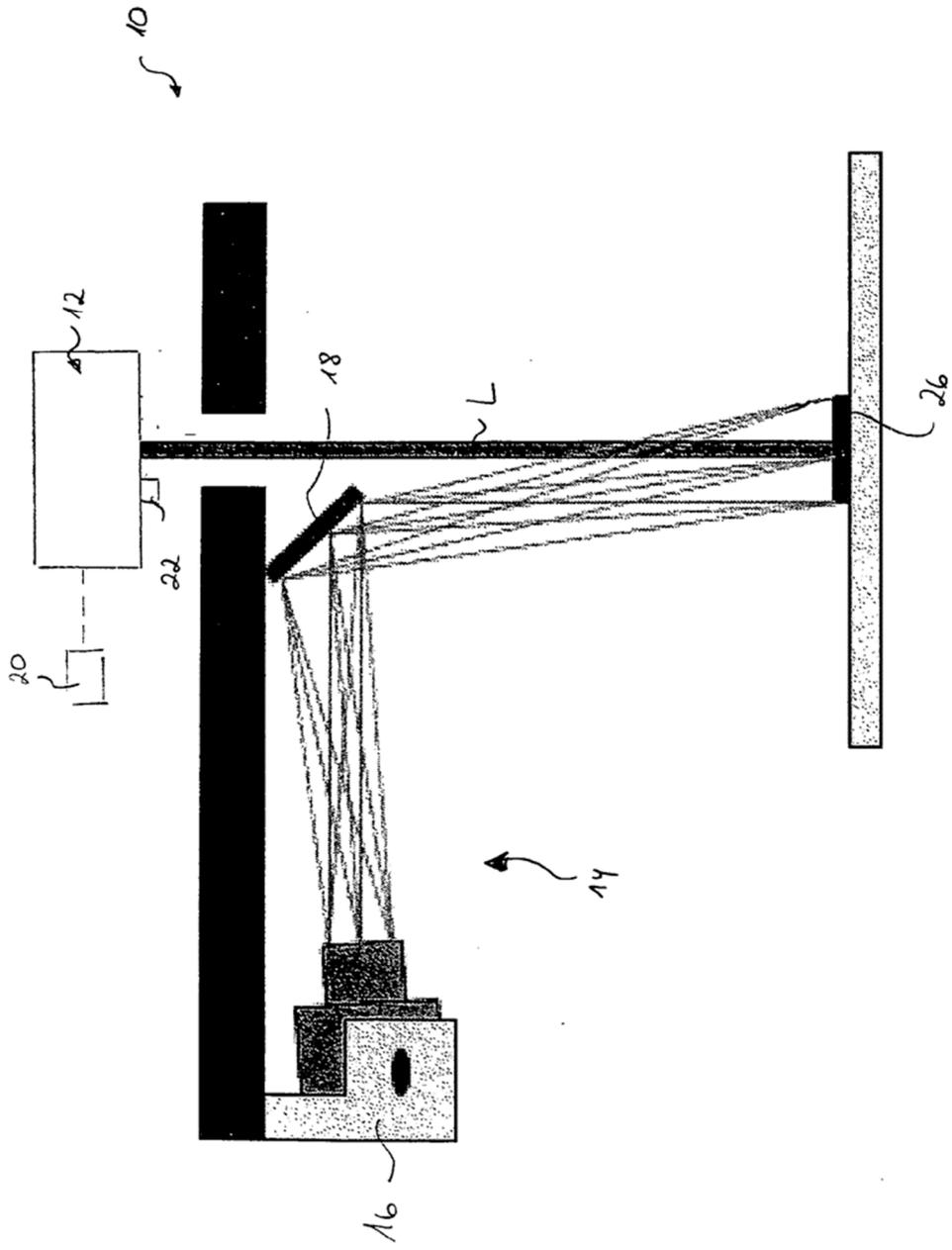


Fig. 1

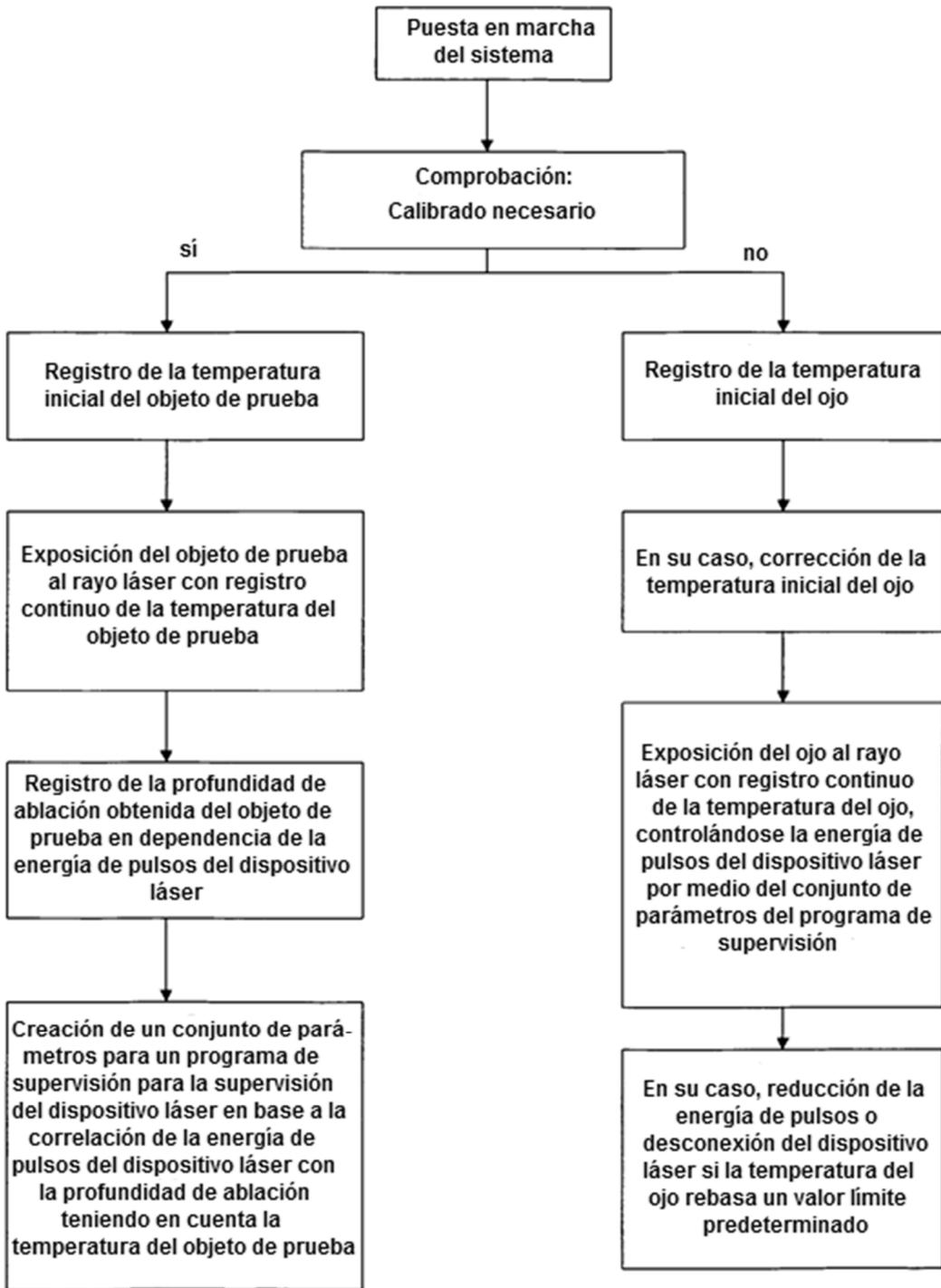


Fig. 2