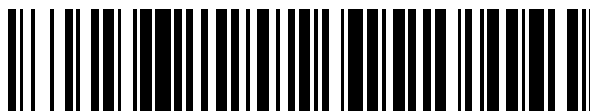


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 726 540**

51 Int. Cl.:

A61F 9/008

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **29.01.2013** **PCT/EP2013/051616**

87 Fecha y número de publicación internacional: **17.10.2013** **WO13152875**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.01.2013** **E 13702016 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.03.2019** **EP 2836175**

54 Título: **Dispositivo láser y proceso para configurar tal dispositivo láser**

30 Prioridad:

12.04.2012 DE 102012007272

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

07.10.2019

73 Titular/es:

**WAVELIGHT GMBH (100.0%)
Am Wolfsmantel 5
91058 Erlangen, DE**

72 Inventor/es:

**VOGLER, KLAUS;
DONITZKY, CHRISTOF y
WUELLNER, CHRISTIAN**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 726 540 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Dispositivo láser y proceso para configurar tal dispositivo láser

La presente descripción se refiere en un aspecto a un dispositivo láser para utilizar en cirugía del ojo humano. En otro aspecto, la presente descripción se refiere a configurar un dispositivo láser de modo que con este último se pueda lograr una separación extensiva bidimensional de tejido en la córnea humana o en el tejido lenticular encadenando juntas una pluralidad de zonas locales de daño.

La separación de tejido (superficie de incisión) puede ser requerida en una variedad de tratamientos asistidos por láser de la córnea humana o cristalino, por ejemplo para la generación, por medio de tecnología láser, de una lámina de tejido (normalmente designado en terminología especializada como un colgajo) que es capaz de ser plegada en el lado anterior de la córnea dentro del alcance de un tratamiento LASIK (LASIK: queratomileusis in situ por láser) o de cortar, por medio de tecnología láser, ciertas áreas del tejido corneal dentro del alcance de una queratoplastia (generalmente designada en terminología especializada como un capuchón) o de capsulorrexis dentro del alcance de un tratamiento de cataratas del cristalino humano. Se entenderá que estos son solo ejemplos de formas de tratamiento en la que un dispositivo láser configurado de acuerdo con la presente descripción puede entrar en funcionamiento. De ninguna manera se excluyen otras formas de tratamiento asistido por láser de la córnea humana o del cristalino.

Se ha utilizado radiación láser pulsada con una duración de impulso dentro del intervalo de femtosegundos de tres dígitos para la generación de incisiones que separan el tejido en la córnea humana. Sin embargo, los sistemas láser adecuados que son capaces de hacer impulsos de radiación disponibles con tan cortas duraciones de impulso son relativamente complejos, susceptibles de interferencia y costosos. Sin embargo, ha sido una opinión generalizada entre los expertos que para incisiones intraoculares en las que la precisión y la reproducibilidad máximas posibles de la generación de una incisión es lo que importa en un grado bastante particular, solo son adecuados impulsos láser dentro del intervalo de femtosegundos. Con respecto al estado de la técnica en relación con la mecanización de la córnea humana con impulsos láser fs, se puede hacer referencia de manera ejemplar a los documentos EP 1 787 607 A1, US2004/0243111 y US5520679. Una mecanización por láser de un material transparente con duraciones de impulso dentro del intervalo de nanosegundos es conocida a partir del documento EP2345394, en el documento WO 2008/151616 A1 se ha descrito, por ejemplo, la mecanización por debajo del umbral de descomposición óptica.

Es un objeto de la invención proporcionar un dispositivo láser utilizable para tratamientos asistidos por láser del ojo humano, en el que el dispositivo láser puede ser realizado relativamente con poca complejidad y de forma económica.

Con miras a lograr este objetivo, la presente descripción proporciona en un aspecto un proceso para configurar un dispositivo láser que está adaptado para emitir radiación láser pulsada enfocada y que está destinado a utilizar en tratamientos asistidos por láser del ojo humano. El proceso comprende las siguientes operaciones: seleccionar una longitud de impulso para la radiación láser dentro de un intervalo de más de 10 ps a menos de 300 ps; seleccionar una longitud de onda para la radiación láser dentro de un intervalo de 300 nm a 400 nm o dentro de un intervalo de 800 nm a 1100 nm; realizar experimentos en placas de ensayo de PMMA para determinar tal conjunto de valores de parámetro del dispositivo láser de tal manera que cuando el dispositivo láser es hecho funcionar con estos valores de parámetro se puede lograr una separación extensiva bidimensional de tejido de la córnea humana o del tejido lenticular por medio de la radiación láser encadenando juntas una pluralidad de zonas locales de daño, incluyendo cada zona local de daño una descomposición óptica inducida por láser del tejido, incluyendo el conjunto de valores de parámetro, además de la longitud de impulso seleccionada y la longitud de onda seleccionada, valores para al menos uno de los siguientes parámetros: una energía de impulso, una frecuencia de repetición de impulso, una fluencia por impulso de radiación, un número de impulsos por zona de daño, una velocidad de escaneo de un aparato de escaneo del dispositivo láser, un diámetro de foco; y configurar el dispositivo láser de tal manera que se permita el funcionamiento del dispositivo láser con el conjunto determinado de valores de parámetro, en el que el conjunto de valores de parámetro es determinado para una pluralidad de impulsos de radiación por zona de daño y la fluencia por impulso de radiación es seleccionada por debajo de un umbral de fluencia para el daño de un solo impulso.

La determinación del conjunto de valores de parámetro puede incluir, por ejemplo, la implementación de ensayos experimentales en placas de ensayos hechas de PMMA (poli metacrilato de metilo) para, sobre la base de una longitud de impulso seleccionada y una longitud de onda seleccionada, encontrar valores adecuados para uno o más de los otros parámetros nombrados, de modo que en el material de ensayo se produzca un daño permanente que, dada la yuxtaposición múltiple de tales zonas de daño – pueda ser utilizado con el propósito de generar una superficie de incisión con forma bidimensional o tridimensional en el tejido ocular. Se pueden adoptar uno o más de los valores de parámetro así determinados, sin cambios o prácticamente sin cambios, para la configuración del dispositivo láser, tal como cuando el material de ensayo, es muy comparable al ojo humano en relación con su interacción con la radiación láser. Además, se pueden ajustar uno o más de los valores de parámetro determinados experimentalmente en el curso de la configuración del dispositivo láser mediante factores de corrección adecuados. Tales factores de corrección pueden determinarse de antemano o pueden conocerse generalmente en la técnica y pueden por ejemplo ser tomados en consideración para, si se desea, tener en cuenta ciertas peculiaridades del ojo humano que se han determinado, por ejemplo, a partir de análisis postoperatorios.

La configuración del dispositivo láser puede ser, por ejemplo, tal que la longitud de pulso seleccionada y/o la longitud de onda seleccionada es/son establecidas permanentemente en el dispositivo láser y ya no pueden ser cambiadas por el usuario. Los parámetros restantes del conjunto de parámetros pueden ser capaces de ser establecidos, al menos en parte, por el usuario, en cuya conexión los intervalos de ajuste disponibles incluyen los valores de parámetro determinados dentro del alcance de la operación de determinación. En lo que respecta a la amplitud de estos intervalos de ajuste, una posibilidad consiste en definir al menos una fracción de los intervalos de ajuste para que sean tan estrechos que se pueda lograr el procedimiento de daño en la córnea humana o en el tejido lenticular requerido para la separación de tejido dentro de todo el intervalo de ajuste. De esta manera el usuario puede sentirse aliviado de la incertidumbre sobre si un cambio de configuración realizado por él/ella posiblemente ya no activará el proceso de daño deseado en el tejido ocular. Por supuesto, no se debe descartar que al menos una fracción de los intervalos de ajuste sea, por el contrario, tan grande que el proceso de daño deseado en el tejido ocular no surja dentro de todo el intervalo de ajuste, dados los valores sin cambios de los otros parámetros.

El conjunto de valores de parámetro es determinado preferiblemente de tal manera que se puede lograr en cada zona de daño una descomposición óptica inducida por láser del tejido. Con esta configuración cada zona de daño incluye una destrucción local por foto-disrupción del tejido ocular, que bajo ciertas circunstancias puede estar acompañada por un efecto térmico o algún otro efecto de los impulsos láser de picosegundo (por ejemplo, un cambio en el índice de refracción o un defecto asociado con imperfecciones electrónicas).

Para cada zona de daño, el trabajo es realizado con una pluralidad de impulsos láser que se pueden emitir sobre sustancialmente la misma ubicación en el tejido con el fin de generar una zona de daño allí. En el caso de daño de múltiple pulso, para la determinación del conjunto de valores de parámetro la fluencia por pulso de radiación es seleccionada por debajo de un umbral de fluencia para daño de un solo pulso, por ejemplo dentro del intervalo de $0,1 \text{ J/cm}^2$ a 1 J/cm^2 . Debería añadirse que para daño de múltiple pulso al menos una de la energía y la intensidad puede ser la misma para todos los impulsos de la ráfaga de impulsos irradiada sobre sustancialmente la misma ubicación de tejido. Alternativamente, al menos una de la energía y la intensidad pueden variar entre los impulsos de una ráfaga. Por ejemplo, la distribución de energía o de intensidad en la ráfaga puede ser tal que un pulso anterior de la ráfaga tenga una energía o intensidad inferior que un pulso posterior de la misma ráfaga.

Una ráfaga de impulsos puede subdividirse en dos o más sub-ráfagas, cada sub-ráfaga consiste en uno o más impulsos de radiación láser. Las sub-ráfagas subsiguientes pueden estar espaciadas temporalmente entre sí en una separación mayor que la separación temporal mutua de impulsos subsiguientes dentro de una sub-ráfaga, creando así un período de descanso entre sub-ráfagas subsiguientes. El número de impulsos por sub-ráfaga puede ser el mismo entre las sub-ráfagas de una ráfaga, o puede diferir para al menos algunas de las sub-ráfagas de una ráfaga. Además, mientras que la energía y/o intensidad de impulsos dentro de una sub-ráfaga puede ser sustancialmente constante, la energía y/o intensidad de pulso puede variar entre las sub-ráfagas. Por ejemplo, una ráfaga que causa una sola zona de daño puede comprender una primera sub-ráfaga de energía y/o intensidad de pulso relativamente inferior, seguida por un primer período de descanso, seguido por una segunda sub-ráfaga de energía y/o intensidad de pulso relativamente superior, seguida por un segundo período de descanso, seguido por una tercera sub-ráfaga de energía y/o intensidad de pulso relativamente inferior, en la que la energía y/o intensidad de pulso de la tercera sub-ráfaga puede ser inferior que, igual a, o mayor que la energía y/o intensidad de pulso de la primera sub-ráfaga.

Para la determinación del conjunto de valores de parámetro la energía de pulso puede ser seleccionada, por ejemplo, dentro del intervalo de 1 nJ a $10 \text{ }\mu\text{J}$, preferiblemente dentro del intervalo de 100 nJ a $1 \text{ }\mu\text{J}$. La frecuencia de repetición de los impulsos láser emitidos sobre el ojo puede ser seleccionada con este propósito, por ejemplo, dentro del intervalo de 10 kHz a 1 GHz , preferiblemente dentro del intervalo de 100 kHz a 100 MHz .

La utilización de impulsos láser ps en lugar de impulsos fs permite utilizar un dispositivo láser considerablemente menos complejo y costoso. Por ejemplo, el dispositivo láser para generar la radiación láser puede estar equipado con un láser semiconductor en modo acoplado o conmutado en Q o láser de estado sólido o con un láser de microchip o con un láser de emisión de superficie de cavidad vertical (abreviado a VCSEL) o con un láser de emisión de superficie de cavidad externa integrada en modo bloqueado (abreviado a MIXSEL). La utilización de impulsos ps de un láser en modo acoplado permite, por ejemplo, prescindir de las medidas para la gestión de la longitud de pulso (por ejemplo, dilatadores, compresores), que están de otra manera convencionalmente presentes en el caso de un láser fs en modo acoplado.

En otro aspecto, la presente descripción proporciona un dispositivo láser para cirugía del ojo humano, que comprende: una fuente para proporcionar un haz de radiación láser; un escáner para escanear el haz de radiación láser; ópticas de enfoque para enfocar el haz de radiación láser; un programa de control que representa una figura de incisión que ha de ser generada en un ojo humano; y un dispositivo de control acoplado al escáner para controlar el escaneo del haz de radiación láser de acuerdo con el programa de control; en el que la fuente incluye uno de los siguientes para generar el haz de radiación láser; un láser semiconductor en modo acoplado; un láser de estado sólido en modo acoplado; un láser semiconductor conmutado en Q, un láser de estado sólido conmutado en Q, un láser de microchip, un láser de emisión de superficie de cavidad vertical, un láser de emisión de superficie de cavidad externa, un láser de emisión de superficie de cavidad externa integrada en modo bloqueado; en el que la radiación láser proporcionada por la fuente tiene valores de parámetro de radiación que permiten una separación extensiva bidimensional de tejido de la córnea

humana o del tejido lenticular por medio de la radiación láser encadenando juntas una pluralidad de zonas locales de daño, incluyendo cada zona local de daño una descomposición óptica inducida por láser del tejido, teniendo la radiación láser una longitud de impulso dentro del intervalo de 10 ps a por debajo de 300 ps, y una longitud de onda dentro de uno de un intervalo de 300 nm a 400 nm y un intervalo de 800 nm a 1100 nm, y en el que los valores de parámetro de radiación son establecidos para una pluralidad de impulsos de radiación por zona de daño y la fluencia por impulso de radiación es establecida por debajo de un umbral de fluencia para daño de un solo impulso.

Se proporcionarán a continuación explicaciones adicionales con respecto a los antecedentes de la invención.

Para aplicaciones de corte por láser en oftalmología humana, en particular en relación con cirugía refractiva y cirugía de cataratas, se han empleado casi exclusivamente sistemas láser fs. Las fuentes de láser fs que son utilizadas en estos sistemas son a menudo fuentes MOPA fs que consisten en un oscilador fs compacto (energía de impulso ≤ 10 nJ, frecuencia de repetición de impulso > 50 MHz) y de un módulo amplificador regenerativo. MOPA significa amplificador de potencia oscilador maestro; tales amplificadores pueden, por ejemplo, conseguir una amplificación de la energía de impulso de 10 μ J a 50 μ J a una frecuencia de impulso de más de 100 kHz.

A una frecuencia de repetición de aproximadamente 40 kHz a 1 MHz (lograda por un denominado recolector de impulso), se pueden obtener energías de impulso de aproximadamente 1 μ J a 15 μ J mediante la amplificación de impulsos de oscilador seleccionados, siendo optimizadas dichas energías de impulso para las aplicaciones oftalmológicas designadas. Para aplicaciones industriales, se puede hacer uso incluso de energías de impulso ≥ 1 mJ.

Las aplicaciones establecidas de tales sistemas láser fs son, por ejemplo en el caso de cirugía refractiva, la realización de la incisión de colgajo LASIK, la implementación de distintos tipos de queratoplastias (por ejemplo, queratoplastias posterior o anterior laminares) y también la generación de incisiones de túnel anular intrastromal con el propósito de implantar INTAC. En el caso de la cirugía de cataratas, se han empleado sistemas láser fs, por ejemplo, con el propósito de realizar capsulorrexis (incisión capsular anterior inicial de la lente), para la fragmentación previa del cristalino de catarata humana, con el propósito de generar incisiones laterales, esclerales para la inserción de los instrumentos en las siguientes fases manuales de la operación de cataratas y con el propósito de generar incisiones limbares relajantes con vistas a evitar un astigmatismo inducido.

La utilización de sistemas láser fs en tales campos de aplicación se ha convertido mientras tanto en rutina hasta cierto punto. Además, se están investigando otras aplicaciones de impulsos láser fs, por ejemplo para el tratamiento de la presbicia o de un glaucoma o para una corrección de refracción fs realizada solamente con impulso láser fs, por ejemplo extracción de la lente corneal.

Además de las fuentes fs sobre la base de tecnología de estado sólido discreta con amplificador regenerativo, en la actualidad los láseres de fibra fs con sistemas amplificadores CPA (CPA: amplificación de impulso gorjeado) u osciladores HP LC (HP LC: cavidad larga de potencia elevada) están también ocasionalmente en uso. Aunque los osciladores HP LC no requieren una etapa de amplificador separado para aumentar la energía de impulso láser, su estructura también es relativamente compleja, debido, por ejemplo, a la realización de la longitud L requerida del resonador y/o de un vertido de cavidad con el propósito de acoplar impulsos láser de energía adecuada de, por ejemplo, más de 100 nJ a una frecuencia de repetición $f \geq 10$ MHz.

Estas fuentes fs elucidadas hasta ahora son generalmente fuentes NIR, es decir, fuentes que radian en la región cercana al infrarrojo, por ejemplo dentro del intervalo entre 1000 nm y 1100 nm. Por medio del tercer armónico de tales fuentes láser NIR fs, también se pueden realizar tratamientos oftalmológicos dentro de la región UV. Con este propósito se ha empleado una longitud de onda UV entre 340 nm y 360 nm, por ejemplo. La ventaja de tal longitud de onda UV es que las energías de impulso claramente inferiores de los impulsos láser fs dentro del intervalo de unos pocos 10 nJ a 100 nJ (a $f = 200$ kHz a 1000 kHz) puede ser suficiente para las mismas aplicaciones, que además en virtud de la longitud de onda más corta se puede obtener una mayor precisión (dimensiones de enfoque más pequeñas), y que, por último, la retina del paciente está menos cargada por las menores energías de impulso láser y por la absorción de la radiación láser de onda corta, especialmente en el cristalino humano y en el cuerpo vítreo.

Sin embargo, los sistemas láser UV fs también poseen la misma complejidad fundamental que los sistemas láser NIR fs que es aumentada todavía más en virtud de la conversión de frecuencia de dos etapas necesaria. Los sistemas láser UV fs han de encontrarse dentro del mismo intervalo de precios que, o incluso dentro de intervalos de precios más elevados que, sistemas láser NIR fs y puede ser igual de voluminoso y susceptible de interferencia. La única ventaja significativa de la longitud de onda UV en comparación con la longitud de onda NIR es que, en virtud de la absorción más eficiente de la radiación UV en el tejido ocular humano en comparación con la radiación NIR, la descomposición óptica inducida por láser (LIOB para abreviar) que es deseada para la generación de una incisión en el tejido ocular transparente puede ser obtenida ya en energías de impulso láser comparativamente bajas. Esto está conectado con el hecho de que la absorción de múltiples fotones en el caso de impulsos láser UV con, por ejemplo, una longitud de onda de 345 nm solo es necesario un proceso no lineal de dos etapas, mientras que en el caso de impulsos láser NIR con, por ejemplo, una longitud de onda de 1064 nm el orden de la no linealidad tiene que ser al menos seis veces superior con el fin de aumentar los electrones iniciales por medio de ionización de múltiples fotones por encima de un espacio de banda de aproximadamente 6,5 eV (corresponde a la energía de ionización del agua) en la banda de conducción casi libre. En

comparación con una ionización de múltiples fotones dentro de la región UV, para la descomposición óptica en la región NIR son por lo tanto necesarias intensidades significativamente superiores (energías de impulso).

Un factor adicional es presumiblemente una ligera absorción residual lineal de la radiación UV (por ejemplo, en la córnea), como resultado de lo cual los electrones libres inicialmente necesarios para el inicio de la ionización por avalancha, que de otra manera tienen que ser suministrados exclusivamente por la absorción de múltiples fotones, están ya disponibles, en parte, por una ionización lineal. Esto ayuda al 'proceso de ignición' de la descomposición inducida por láser de manera positiva. En el tejido ocular visualmente transparente tal como el cristalino humano, en el que la absorción lineal de 300 nm a 400 nm no es despreciable, esta absorción lineal puede ayudar, bajo ciertas circunstancias aún más ventajosamente, a la generación de los electrones iniciales que son necesarios para la descomposición óptica y para la siguiente generación de plasma que conduce a la separación de tejido.

La invención hace posible reducir el esfuerzo requerido para la generación de un LIOB en el tejido ocular humano, mediante distintos parámetros de un dispositivo láser para las aplicaciones oftalmológicas indicadas que son combinados de tal manera que puede estar disponibles a partir de fuentes láser simples y sin embargo lograr buenos resultados de aplicación que son comparables con aquellos posibles con impulsos fs. La idea central esencial para esto es la utilización de impulsos ps, es decir, impulsos láser dentro del intervalo de picosegundos, preferiblemente dentro del intervalo de más de 10 ps a menos de 300 ps.

El desarrollo de láseres de microchip y de otras fuentes láser de impulso corto comparativamente compactas (con duraciones de impulso de aproximadamente 1 ps a 1 ns) mientras tanto permiten esto, de modo que, mediante la interacción adecuada de ciertos parámetros láser se puede prescindir de la necesidad de impulsos fs generados de forma elaborada, y de la complejidad asociada.

La invención se aprovecha de distintos efectos físicos que están basados en diferentes dependencias físicas y que actúan en combinación de tal manera que produzcan umbrales LIOB comparativamente bajos, determinados que de otra manera solo son obtenidos con impulsos láser fs ultra cortos.

Un problema de los sistemas láser fs empleados hasta ahora para tratamientos oftalmológicos del ojo humano es que las fuentes láser fs utilizadas en los mismos son complejas y en consecuencia comparativamente susceptibles de interferencia y, además, son comparativamente sensibles a las condiciones ambientales (por ejemplo, temperatura exterior). Además, son de construcción comparativamente grande, pesada y costosa. Son un factor de coste bastante esencial en todo el sistema de tratamiento y determinan crucialmente la disponibilidad de los sistemas de tratamiento en la práctica clínica diaria.

Hasta ahora en los círculos especializados y también en la literatura relevante a menudo se ha defendido la posición de que solo con impulsos láser fs se obtienen la precisión y la reproducibilidad necesarias en relación con la foto-disrupción sobre la que se ha basado hasta ahora toda la generación de una incisión en el caso de aplicación intraocular. Las investigaciones a este respecto, sin embargo, estaban relacionadas en su mayor parte solo con las longitudes de onda NIR.

Los resultados experimentales de muchos años proporcionan la evidencia de que con los impulsos fs se necesitan los valores de fluencia más bajos $F = E/A$ (energía E de impulso por área A de superficie, donde A es proporcional al cuadrado del diámetro de enfoque d_F , es decir, $A \sim d_F^2$) y al mismo tiempo surge el daño colateral más bajo (por ejemplo, daño térmico) al tejido circundante, ya que la longitud de impulso fs es significativamente más corta que el tiempo de difusión térmica del tejido. La zona de interacción de la radiación láser con el tejido (expresada, por ejemplo, por un diámetro de interacción) es del orden de magnitud del diámetro de enfoque teórico d_F , aunque inicialmente está limitada solo a un intervalo d_N donde la intensidad (fluencia) sobrepasa el umbral F_{th} LIOB. Este intervalo d_N de la absorción no lineal es menor que la extensión del foco d_F y también es menor que la extensión d_p del plasma siguiente o incluso la extensión d_G de la destrucción final de tejido. Para longitudes de onda dentro del intervalo de transparencia de tejido ocular humano, en el caso de la influencia de los impulsos fs y la foto-disrupción subsiguiente, como norma se mantiene la siguiente desigualdad:

$$d_N \leq d_F < d_p < d_G \approx 10 \mu m \text{ (dependiendo de la longitud de onda)}$$

Hasta ahora se ha argumentado a menudo que solo las longitudes de impulso láser con longitudes de impulso dentro del intervalo de milisegundos a nanosegundos producen interacciones térmicas, pero que esos impulsos láser fs actúan de forma absolutamente atérmica, es decir, solo de forma foto-disruptiva. Mientras tanto se ha reconocido que los impulsos láser fs también pueden dejar un efecto térmico atrás, específicamente en el curso de la foto-disrupción solo, o incluso por debajo del umbral LIOB. La región d_T de la interacción térmica es, como norma, considerablemente menor que la región d_G del daño que es capaz de ser generado mediante foto-disrupción, es decir $d_T < d_G$, por cuya razón la región de interacción térmica d_T no tiene consecuencias o no es observable en absoluto,

Por lo tanto se deduce que la radiación fs, cuya generación es compleja y costosa, da lugar a procesos no interactivos que son fundamentalmente diferentes de aquellos otros impulsos láser de tiempo corto o de tiempo ultra corto, por ejemplo aquellos dentro del intervalo de picosegundos. Solo cambia la dominancia de los procesos individuales: un salto

cualitativo en la transición de impulsos fs a impulsos ps, como se ha postulado a menudo en círculos especializados, es, de acuerdo con los hallazgos de los inventores, no existente.

Para la generación de una incisión en el tejido ocular humano la utilización de impulsos láser fs que son difíciles de generar no es por lo tanto absolutamente esencial. Por consiguiente, dentro del marco de la invención se hace uso de impulsos ps, que pueden ser generados con un esfuerzo considerablemente menor y con menores costes. La invención está definida en las reivindicaciones adjuntas.

En las realizaciones de la invención un dispositivo láser está configurado de tal manera que sus parámetros operativos son ajustados o son capaces de ser ajustados a valores con los cuales se pueden obtener precisiones equivalentes o incluso mejores que las que era posible hasta ahora con impulsos láser fs en lo que respecta a la interacción de la radiación láser con el tejido ocular humano que se está tratando. Con este propósito la invención explota distintos hallazgos que serán elucidados con más detalle a continuación.

1. El umbral (umbral de fluencia F_{th}) para la LIOB en el caso de que los impulsos individuales disminuyen con la disminución de la duración de impulso, para ser específico, por debajo de aproximadamente 1 ps en proporción a la raíz cuadrada de la duración de impulso, cf. US 5.656.186, pero entonces notablemente más débil dentro del intervalo de 1 ps a aproximadamente 10 fs. Aunque se ha reconocido que a aproximadamente 1 ps no hay punto de inflexión abrupto como se ha reivindicado en la patente de los EE.UU, sino que, en lugar de esto, una disminución decreciente en el umbral F_{th} se obtiene también por duraciones de impulso por debajo de 1 ps. La dependencia del umbral F_{th} en la raíz cuadrada de la duración de impulso es el resultado de una deposición de energía térmica mediante el impulso láser y de una conducción de calor que compite en la dirección alejada de la ubicación de enfoque.

2. El umbral LIOB en el caso de impulsos láser fs aparece para ser definido más claramente y para ser más determinante que en el caso de impulsos ns; en el caso de los últimos, las imperfecciones en la banda de conducción y los defectos en el material juegan presumiblemente un rol significativo, ya que ellos suministran los electrones iniciales que son necesarios para la ionización por avalancha y para la siguiente generación de plasma y en consecuencia para el proceso de foto-disrupción. En el caso de impulsos láser fs, por otro lado, los electrones iniciales son suministrados predominantemente mediante ionización de múltiples fotones y están acoplados de este modo a la intensidad de la radiación láser (es decir, para diámetro de foco dado y duración de impulso dada, a la fluencia). La génesis de los electrones iniciales por lo tanto depende menos de defectos aleatorios y es más determinada. Por lo tanto, hay un umbral LIOB más nítido, más claramente determinable.

3. La extensión de la onda de choque generada por la foto-disrupción depende principalmente de la energía de impulso láser. El radio de burbuja de la cavitación es proporcional a la raíz cúbica de la energía de impulso láser. Solo debido al umbral LIOB normalmente más alto para impulsos láser ps o impulsos láser ns, por lo tanto, es el radio de burbuja y por tanto la mayor zona de daño en el caso de los impulsos más largos.

4. Los impulsos fs con longitudes de onda más cortas requieren energías de impulso inferiores que tales impulsos con longitudes de onda más largas con el fin de obtener igual daño LIOB y cualidades de incisión iguales en el tejido ocular. También se ha corroborado mediante experimento que se llevaron a cabo por los inventores con impulsos láser UV fs a una longitud de onda de 345 nm. Para incisiones en el tejido corneal con una longitud de onda de 345 nm, solo se requiere aproximadamente del 10 por ciento al 20 por ciento, por ejemplo, de la energía de impulso fs en comparación con ese a 1035 nm.

5. Una aplicación repetida de impulsos láser fs o de impulsos láser ps sobre la misma ubicación reduce el umbral para el daño LIOB al material en esta ubicación, es decir reduce la fluencia requerida que debe tener un impulso láser con el fin de generar, después de la aplicación de varios de tales impulsos láser, una zona duradera de daño en el tejido ocular que es adecuada para la generación de una incisión. Cada impulso láser fs o impulso láser ps que se encuentra por debajo del umbral de fluencia para el daño de un solo impulso deja atrás en el material mecanizado una imperfección de celosía o una perturbación térmica que se acumula en el curso de la aplicación de varios impulsos y después de un cierto número de impulsos da como resultado el daño deseado. La fluencia por impulso requerida en este caso se encuentra claramente por debajo del umbral LIOB para un solo impulso.

6. Las causas de una irritación permanente del material tras emitir impulsos láser por debajo del umbral de daño de un solo impulso son principalmente los cambios térmicos. Cuanto más alta sea la frecuencia de repetición de impulso, más fuertemente surge el proceso de calentamiento acumulativo tras la aplicación múltiple de impulsos láser sobre la misma ubicación. El tiempo de disipación del calor dejado atrás que ha sido introducido por cada impulso láser depende del tamaño del volumen del foco (zona de interacción) y se encuentra típicamente dentro del intervalo de unas pocas μ s.

En el caso del daño que finalmente se produce requerido para la separación de tejido ya no se trata – en la estimación de los inventores – de una foto-disrupción óptica pura, como en el caso de una descomposición óptica de un solo impulso, sino más bien de un daño óptico asistido térmicamente (palabra clave: absorción) y asistido por defecto por los impulsos láser fs o los impulsos láser ps. La absorción parcial de la energía de impulso en el caso de la aplicación de múltiples impulsos rebaja el umbral de daño, por ejemplo por un factor de diez, por ejemplo en el caso de aplicación en la córnea humana de aproximadamente 1 μ J a 100 nJ. Estas energías de impulso se encuentran no solo dentro del intervalo de

disponibilidad de osciladores fs de cavidad vertida y cavidad larga sino también dentro del intervalo operativo de láseres de microchip ps simples.

7. La precisión del mecanizado o la extensión de la zona de daño depende no solo de la energía de impulso láser, de la duración de impulso láser y del número de impulsos láser que tienen un efecto, sino también del enfoque (es decir, el volumen de foco, definido por el diámetro de foco o/ y la longitud de foco de la longitud de Rayleigh) y en consecuencia de la apertura numérica NA de la óptica de enfoque que está siendo utilizada. La energía umbral necesaria para una LIOB depende en gran medida del volumen de foco en el que es introducida la energía del impulso láser. En un umbral de intensidad I_{th} dado para la LIOB la energía E_{th} de impulso necesaria para esto depende aproximadamente como sigue de la apertura numérica NA, de la duración T_L y de la longitud de onda λ :

$$E_{th} = \frac{I_{th} \tau_L \lambda^2}{\pi N A^2}$$

El volumen en el que se introduce la energía de impulso depende además de la longitud de absorción $1/\alpha$ y de la longitud de difusión térmica L_T del material irradiado, donde α indica un coeficiente de absorción lineal o no lineal y L_T depende del coeficiente de difusión térmica del material. Las altas frecuencias de repetición de los impulsos láser emitidos y una baja frecuencia de difusión térmica (tal como, por ejemplo, en dieléctricos transparentes o en tejido ocular humano) dan como resultado una acumulación fuertemente localizada del calor tras emitir en varios impulsos consecutivos, cuya fluencia se encuentra en cada caso por debajo del umbral para un LIOB de un solo impulso. Una fuerte absorción de la longitud de onda (por ejemplo, $\alpha \geq 1000 \text{ cm}^{-1}$) también hace que la energía de impulso sea absorbida sustancialmente por completo sobre, por ejemplo, un segmento de línea de $1/\alpha \leq 10 \text{ } \mu\text{m}$. Este es, por ejemplo, el caso del láser excimer (193 nm), donde a pesar de una duración de impulso comparativamente larga de, por ejemplo, 10 ns se puede lograr una ablación, suficientemente bien localizada, casi atérmica de tejido corneal sin que el tejido circundante sea vea significativamente dañado en el proceso.

En el caso de los parámetros láser que se eligieron adecuadamente para un cierto material o tejido, bajo ciertas circunstancias las dimensiones de mecanizado apenas dependen de la duración de impulso láser, de modo que en lugar de los impulsos láser también se puede hacer uso de impulsos láser más largo dentro del intervalo ps. Estos son, como norma, claramente más fáciles de generar. Los inventores han descubierto que, a cualquier frecuencia en el caso del tejido ocular humano, con impulsos láser ps se pueden lograr resultados de incisión que son comparables a aquellos en el caso de impulsos fs.

A continuación se describirá una realización de un dispositivo láser con respecto a la fig. 1 adjunta. La Figura muestra esquemáticamente un dispositivo láser 10 que está destinado a tratamientos quirúrgicos con láser de la córnea o cristalino de un ojo humano que está representado esquemáticamente en 12. Dicho dispositivo láser emite radiación láser pulsada (indicada en 14) con duraciones de impulso dentro del intervalo de picosegundos, siendo la duración de impulso de cada impulso de radiación emitido preferiblemente más larga de 10 ps y más corta de 300 ps, por ejemplo, no más larga de 100 ps. La radiación láser 14 es generada por una fuente láser 16 que, por ejemplo, incluye un láser de microchip, por ejemplo del tipo VCSEL, VECSEL o MIXSEL. Se entenderá que se pueden utilizar igualmente esos otros tipos de láser que son adecuados para generar impulsos láser ps. La radiación láser emitida por la fuente láser 16 puede ser radiación UV dentro del intervalo de 300 nm a 400 nm, por ejemplo dentro del intervalo de 340 nm a 360 nm. Alternativamente, la radiación generada por la fuente láser 16 puede tener una longitud de onda dentro del intervalo NIR entre 800 nm y 1100 nm, por ejemplo entre 1000 nm y 1070 nm. En el caso de una longitud de onda UV emitida, es concebible que esta última se genere en la fuente láser 16 por multiplicación de frecuencia a partir de una longitud de onda más larga; por ejemplo, es concebible que la fuente de láser 16 genere una longitud de onda emitida de 347 nm mediante la generación del tercer armónico a partir de una longitud de onda fundamental de 1040 nm.

Los impulsos de radiación emitidos por la fuente láser 16 tienen una energía entre 1 nJ y 10 μJ , por lo que la energía de impulso puede variar, entre otras cosas, de una manera que depende de si la separación de tejido que ha de ser realizada en el tejido del ojo 12 por medio de la radiación láser 14 han de ser llevada aproximadamente por un solo impulso láser por zona de daño o por una pluralidad de impulsos de láser por zona de daño. Para el daño de un solo impulso en la córnea humana o en el tejido lenticular, puede preferirse una energía de impulso dentro del intervalo de 100 nJ a 10 μJ ; para daños de múltiple impulsos, por otro lado, una energía de impulso dentro del intervalo de 10 nJ a 100 nJ.

Dentro de la trayectoria de propagación de los impulsos de radiación emitidos por la fuente láser 16, se están ubicados medios adecuados para la conformación del haz y el control del haz, que en el caso ejemplar mostrado están constituidos por una disposición 18 de escáner indicada como un único bloque funcional, un objetivo 20 de enfoque y también un espejo 22 de desviación. El objetivo 20 de enfoque permite que los impulsos de radiación se enfoquen sobre una ubicación deseada sobre o en el ojo 12, estando situada esta ubicación sobre o en la córnea o en el cristalino del ojo 12. La disposición 18 de escáner sirve para dirigir la ubicación de foco de los impulsos de radiación en la radiación transversal y, cuando sea apropiado, adicionalmente en la dirección longitudinal (en relación con la dirección de propagación de la radiación láser en la región del ojo 12) de tal manera que la región objetivo que ha de ser tratada en el ojo 12 es barrida por medio de la radiación láser 14. Con el propósito del control de foco transversal, la disposición 18 de

escáner puede, por ejemplo, incluir, de una manera conocida como tal, un par de espejos de escáner operables galvanométricamente que sean capaces de ser girados alrededor de ejes de inclinación mutuamente perpendiculares. Con el propósito del control longitudinal de la posición de foco, la disposición 18 de escáner puede incluir, por ejemplo, un elemento de lente que sea desplazable en la dirección de propagación de la radiación o que sea ajustable con respecto a su potencia refractiva, por medio de la cual la divergencia del haz de radiación emitido en el objetivo 20 de enfoque es capaz de ser cambiada.

Una unidad 24 de control central controla la fuente láser 16 y la disposición de escáner 18 de acuerdo con un programa de control que no está representado en detalle. Este programa de control representa una figura de incisión que ha de ser generada en la córnea o en el cristalino del ojo 12 por medio de la radiación láser 14, definiendo esta figura de incisión, por ejemplo, un colgajo corneal que ha de ser generado para un tratamiento LASIK. Se entenderá que, dependiendo de la forma requerida de tratamiento, la figura de incisión puede tener una geometría y una posición variables en la córnea o en el cristalino.

El dispositivo láser 10 ha sido configurado con respecto a sus parámetros operativos de tal manera que los impulsos de radiación que inciden sobre el ojo 12 en la ubicación de foco pueden dar lugar a una descomposición óptica inducida por láser en el tejido del ojo 12, que bajo ciertas circunstancias pueden estar acompañada por un daño parcial térmico inicial en el trozo de tejido en cuestión. Tal componente térmico del daño tisular final puede, en particular, ser observable cuando la longitud de onda de la radiación láser 14 se encuentra dentro del intervalo de entre 1000 nm y 1100 nm o/y los impulsos láser inciden sobre el ojo 12 en forma de grupos de impulso y en cada caso tienen una fluencia que se encuentra por debajo del umbral de fluencia para el daño de un solo pulso. A este respecto el término "fluencia" designa la energía de impulso por área de superficie en la región de la cintura del haz (foco) de la radiación láser 14. Para el caso de daño de un solo impulso previsto, es decir, un solo impulso láser por zona de daño, la fluencia se encuentra preferiblemente por encima de 1 J/cm^2 hasta 10 J/cm^2 , y para el daño de múltiples impulsos previsto, es decir, una pluralidad de impulsos por zona de daño, se encuentra por debajo de 1 J/cm^2 hasta, por ejemplo, aproximadamente 0.1 J/cm^2 . Encadenando juntos tales zonas de daño de un solo impulso y/o zonas de daño de múltiples impulsos, se pueden generar incisiones que tienen diversas formas en la córnea o en el cristalino.

El diámetro de foco de la radiación láser 14 emitida se encuentra, por ejemplo, dentro del intervalo de $1 \mu\text{m}$ a $10 \mu\text{m}$ y es preferiblemente menor de $5 \mu\text{m}$. Además de la longitud de impulso, la longitud de onda, la energía de impulso, la frecuencia de repetición de impulso, la fluencia, el diámetro de foco y el número de impulsos por zona de daño, la velocidad de escaneo a la que la disposición de escáner 18 atraviesa la posición del foco transversal o/y longitudinalmente en el curso de la mecanización del ojo 12 también puede ser un parámetro de configuración adecuado para configurar el dispositivo láser 10 de tal manera que los impulsos individuales o grupos de impulsos emitidos en cada caso den lugar al daño tisular en el ojo 12 que es deseado para la generación de una incisión. Los valores adecuados para estos parámetros se determinarán, por ejemplo, dentro del alcance de los experimentos en ojos de cerdos. Sobre la base de los hallazgos adquiridos dentro del alcance de estos experimentos, el fabricante configura el dispositivo láser 10 de tal manera que el dispositivo láser 10 permita el funcionamiento con un conjunto adecuado de valores de parámetro con los que se asegura el daño tisular deseado. El punto de partida en la determinación de tal conjunto de valores de parámetro es siempre una duración de impulso que es seleccionada dentro del intervalo de picosegundos, preferiblemente del intervalo de picosegundos de dos dígitos o de tres dígitos. Los inventores han discernido que, en el caso de duraciones de impulsos dentro del intervalo de ps, distintos efectos físicos acoplados aseguran que el umbral de fluencia para el efecto de daño deseado puede ser más bajo de lo que hasta ahora se presumía, a cualquier frecuencia para daño LIOB puro con impulsos ps (especialmente impulsos individuales). En particular, los inventores han discernido que, en el caso de impulsos láser ps, se puede obtener un efecto de daño en el tejido ocular que es adecuado para la generación de una incisión (con efectos secundarios mínimos) con valores de la fluencia que de otra manera serían considerados posibles solo para impulsos láser fs ultra cortos (por ejemplo, dentro del intervalo de 100 fs a 400 fs).

De acuerdo con una configuración, una explotación de efectos físicos acoplados puede consistir, por ejemplo, en el uso que se hace, para los impulsos láser ps, de una longitud de onda UV (por ejemplo, entre 300 nm y 400 nm) y, al mismo tiempo, en una aplicación de múltiples impulsos que está siendo realizada en la que se emite un tren de impulsos que consiste en varios impulsos sobre la misma ubicación del tejido, con la acción individual acumulada de cada impulso, para dejar detrás en general una zona de daño en el tejido ocular. La longitud de onda UV está asociada con una absorción inicial parcial (lineal) en el tejido ocular (por ejemplo, de 1 por ciento a 30 por ciento) y, en consecuencia, facilita el inicio del proceso de daño. Expresado de manera diferente, con parámetros de funcionamiento idénticos al dispositivo láser 10, el umbral de fluencia para el daño deseado es menor si la longitud de onda se encuentra dentro de la región UV en lugar de dentro de la región NIR. En el caso de la aplicación de múltiples impulsos, la fluencia de cada impulso láser se encuentra por debajo del umbral para el daño de un solo impulso en el tejido ocular; a este respecto, cada impulso deja detrás de él un defecto inducido térmicamente en el tejido ocular que reduce el umbral de daño (es decir, el umbral a partir del cual aparece el efecto de daño requerido para la generación de una incisión en el tejido ocular) en comparación con el daño de un solo impulso.

De este modo, mediante la combinación de una longitud de onda UV y una aplicación de múltiples impulsos, es posible, por ejemplo, que se obtenga un umbral de fluencia para obtener el daño tisular deseado que sea claramente más bajo que en el caso de una sola aplicación de impulsos dentro de la región de longitud de onda NIR. A continuación se

especifican algunos ejemplos de los valores de fluencia requeridos, que fueron comprobados por los inventores dentro del alcance de una estimación aproximada de varias combinaciones de los parámetros constituidos por la duración de impulso, la longitud de onda y el número de impulsos N por zona de daño, en cuya conexión estos valores de fluencia representan umbrales a partir de los cuales aparece el efecto de daño requerido para la generación de una incisión en el tejido ocular con la confianza estadística necesaria:

N = 1, 1030 nm, 100 fs: aproximadamente 2 J/cm^2

N = 1, 345 nm, 100 fs: aproximadamente $1,0 \text{ J/cm}^2$

N = 10^3 , 1030 nm, 100 fs: aproximadamente $0,5 \text{ J/cm}^2$

N = 10^3 , 345 nm, 100 fs: aproximadamente $0,1 \text{ J/cm}^2$

N = 1, 1030 nm, 100 ps: aproximadamente 10 J/cm^2

N = 1, 345 nm, 100 ps: aproximadamente 5 J/cm^2

N = 10^3 , 1030 nm, 100 ps: aproximadamente 2 J/cm^2

N = 10^3 , 345 nm, 100 ps: aproximadamente 0.5 J/cm^2

Los valores numéricos anteriores para los umbrales de fluencia aproximados en materiales ópticamente transparentes (como la córnea humana o el tejido lenticular) muestran claramente que los umbrales de daño para los impulsos láser fs y los impulsos láser ps, dada la elección apropiada de la longitud de onda y del número de impulsos N, puede ser el mismo, aunque las duraciones de impulso son diferentes en un factor de 103. El efecto del daño en el tejido ocular humano que se necesita para la generación de una incisión puede realizarse con impulsos láser ps con energías de impulso aproximadamente idénticas (con enfoque dado, es decir, dado el diámetro de foco) como con los impulsos fs. Dado que el daño colateral termo-mecánico al tejido circundante en virtud de la onda de presión y la conducción del calor está determinado principalmente por la energía de impulso que se utiliza, con los impulsos láser ps es posible obtener efectos secundarios leves en el tejido circundante fuera de la región de foco inmediato, que son comparables a los obtenidos con los impulsos láser fs. Mediante la elección de valores adecuados para la longitud de onda, la duración del impulso y el número de impulsos por sitio de daño, con láseres de ps, de manera similar, se pueden obtener en consecuencia umbrales de baja fluencia (y, por consiguiente, bajos umbrales de energía) como se puede obtener con los impulsos individuales fs considerados como sólo ligeramente perjudiciales. El número de impulsos por zona de daño puede ascender en este caso, por ejemplo, hasta 10^4 . La invención permite por consiguiente la utilización de sistemas láser ps comparativamente compactos y económicos para tratamientos (tratamientos oftalmológicos asistidos por láser) para los que hasta ahora se tomaron en cuenta predominantemente solo los sistemas láser fs.

Un dispositivo láser de acuerdo con una realización preferida emite radiación láser de picosegundos enfocada y puede ser ajustable para al menos una longitud de onda de la radiación láser y el número N de impulsos de radiación (es decir, número de impulsos por ráfaga) aplicados a sustancialmente a la misma ubicación del tejido que se está tratando para generar una zona de daño en el tejido. En realizaciones de la presente invención, la energía de impulso de los impulsos de radiación puede estar en cualquier lugar por debajo de $5 \mu\text{J}$, ventajosamente por debajo de $1 \mu\text{J}$. La longitud del impulso de cada impulso de radiación puede estar en cualquier lugar entre 1 ps y 500 ps en realizaciones de la presente invención. Se ha encontrado que utilizando un dispositivo láser de acuerdo con la presente descripción, se pueden generar incisiones en el tejido del ojo humano encadenando juntas una pluralidad de zonas locales de daño, incluyendo cada zona de daño una descomposición óptica inducida por láser del tejido del ojo que está siendo irradiado con la radiación láser, en donde se puede evitar sustancialmente el daño circundante por efectos térmicos o micro-mecánicos debido por ejemplo a ondas de presión (que pueden penetrar profundamente en el ojo e incluso alcanzar la retina). Específicamente, se ha encontrado que al utilizar un dispositivo láser de acuerdo con la presente descripción, se puede lograr una precisión de corte similarmente alta y una zona de daño similarmente pequeña, como ocurre con un dispositivo láser convencional que funciona con impulsos de radiación láser fs.

REIVINDICACIONES

1. Un proceso para configurar un dispositivo láser (10) adaptado para emitir radiación láser (14) pulsada enfocada y destinado a utilizarse en tratamientos asistidos por láser del ojo humano (12), comprendiendo el proceso las siguientes operaciones:

- 5 - seleccionar una longitud de impulso dentro del intervalo de más de 10 ps a menos de 300 ps,

 - seleccionar una longitud de onda para la radiación láser dentro de uno de un intervalo de 300 nm a 400 nm y un intervalo de 800 nm a 1100 nm,

 - realizar experimentos en placas de ensayo de PMMA para determinar un conjunto de valores de parámetro del dispositivo láser de tal modo que cuando el dispositivo láser es hecho funcionar con estos valores de parámetro se puede lograr una separación extensiva bidimensional de tejido de la córnea humana o del tejido lenticular por medio de la radiación láser encadenando juntas una pluralidad de zonas locales de daño, incluyendo cada zona local de daño una descomposición óptica inducida por láser del tejido, incluyendo el conjunto de valores de parámetro, además de la longitud de impulso seleccionada y la longitud de onda seleccionada, valores para al menos uno de los siguientes parámetros: una energía de impulso, una frecuencia de repetición de impulso, una fluencia por impulso de radiación, un número de impulsos por zona de daño, una velocidad de escaneo de un aparato de escaneo (18) del dispositivo láser, un diámetro de foco,

 - configurar el dispositivo láser de tal manera que se permita el funcionamiento del dispositivo láser con el conjunto determinado de valores de parámetro,

 en el que el conjunto de valores de parámetro es determinado para una pluralidad de impulsos de radiación por zona de daño y la fluencia por impulso de radiación es seleccionada por debajo de un umbral de fluencia para el daño de un solo impulso.
- 20 2. El proceso según la reivindicación 1, en el que para la determinación del conjunto de valores de parámetro la fluencia por impulso de radiación es seleccionada dentro del intervalo de 0,1 J/cm² a 1 J/cm².
- 25 3. El proceso según una de las reivindicaciones precedentes, en el que para la determinación del conjunto de valores de parámetro la energía de impulso es seleccionada dentro del intervalo de 1 nJ a 10 µJ, preferiblemente dentro del intervalo de 100 nJ a 1 µJ.
4. El proceso según una de las reivindicaciones precedentes, en el que para la determinación del conjunto de valores de parámetro la frecuencia de repetición de impulso es seleccionada dentro del intervalo de 10 kHz a 1 GHz, preferiblemente dentro del intervalo de 100 kHz a 100 MHz.
- 30 5. El proceso según una de las reivindicaciones precedentes, en el que el dispositivo láser para generar la radiación láser (14) está equipado con láser semiconductor en modo acoplado o conmutado en Q o un láser de estado sólido o con un láser de microchip o con un láser de emisión de superficie de cavidad vertical o con un láser de emisión de superficie de cavidad vertical externa o con un láser de emisión de superficie de cavidad externa integrada en modo bloqueado.
6. Un dispositivo láser (10) para cirugía del ojo humano, que comprende:

35 - una fuente (16) para proporcionar un haz de radiación láser;

 - un escáner (18) para escanear el haz de radiación láser;

 - ópticas (20) de enfoque para enfocar el haz de radiación láser;

 - un programa de control que representa una figura de incisión que ha de ser generada en un ojo humano; y

 - un dispositivo de control (24) acoplado al escáner para controlar el escaneado del haz de radiación láser de acuerdo con el programa de control;

40 en el que la fuente incluye uno de los siguientes para generar el haz de radiación láser: un láser semiconductor en modo acoplado, un láser de estado sólido en modo acoplado, un láser semiconductor conmutado en Q, un láser de estado sólido conmutado en Q, un láser de microchip, un láser de emisión de superficie de cavidad vertical, un láser de emisión de superficie de cavidad vertical externa, un láser de emisión de superficie de cavidad externa integrada en modo bloqueado;

45 en el que la radiación láser proporcionada por la fuente tiene valores de parámetro de radiación que permiten una separación extensiva bidimensionalmente de tejido de la córnea humana o del tejido lenticular por medio de la radiación láser encadenando juntas una pluralidad de zonas locales de daño, incluyendo cada zona local de daño una descomposición óptica inducida por láser del tejido, teniendo la radiación láser una longitud de impulso dentro de un intervalo mayor de 10 ps a menor de 300 ps, y una longitud de onda dentro de uno de un

50 intervalo de 300 nm a 400 nm y un intervalo de 800 nm a 1100 nm.

intervalo de 300 nm a 400 nm y de un intervalo de 800 nm a 1100 nm, y en el que los valores de parámetro de radiación son establecidos para una pluralidad de impulsos de radiación por zona de daño y la fluencia por impulso de radiación es establecida por debajo de un umbral de fluencia para daño de un solo impulso.

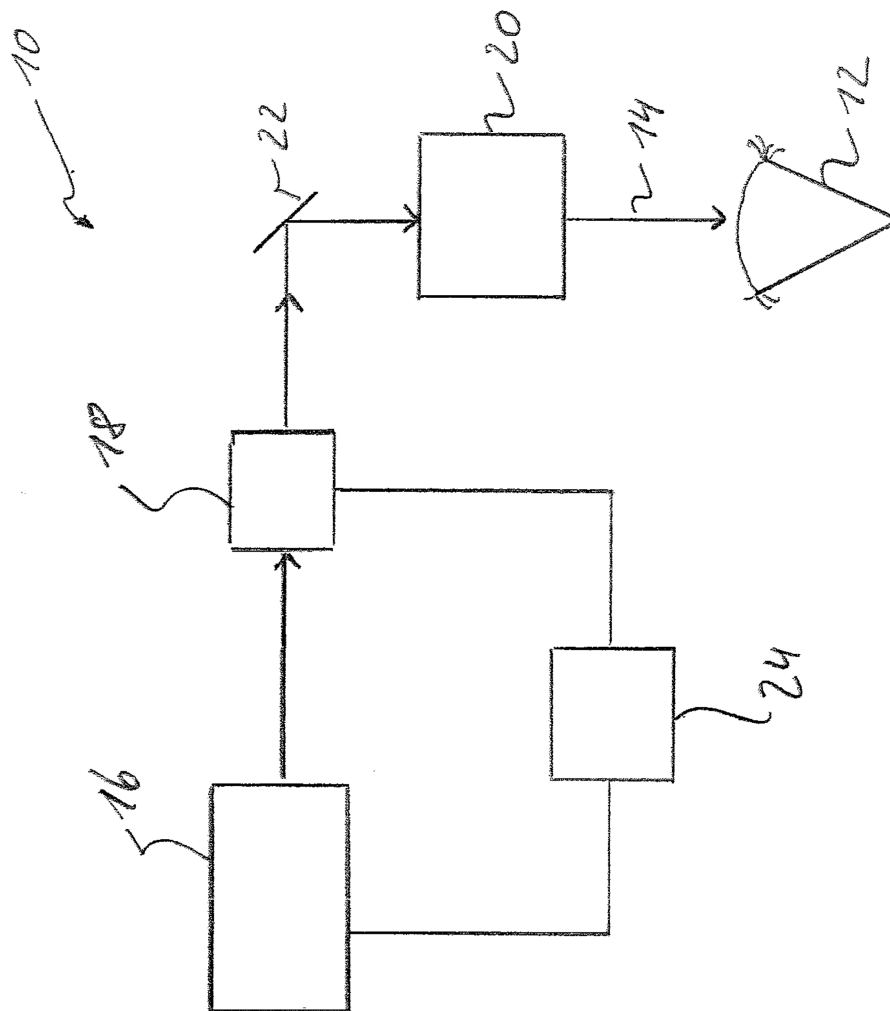


Fig. 1