



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 359 570**

51 Int. Cl.:  
**A61F 9/008** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **05701074 .6**

96 Fecha de presentación : **20.01.2005**

97 Número de publicación de la solicitud: **1663087**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **07.06.2006**

54 Título: **Dispositivo de control para un láser quirúrgico.**

30 Prioridad: **23.01.2004 US 764311**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**24.05.2011**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**24.05.2011**

73 Titular/es: **ROWIAK GmbH**  
**Hollerithallee 8**  
**30419 Hannover, DE**

72 Inventor/es: **Lubatschowski, Holger;**  
**Ripken, Tammo y**  
**Oberheide, Uwe**

74 Agente: **Roeb Díaz-Álvarez, María**

**ES 2 359 570 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

La invención se refiere al campo de los láseres quirúrgicos y sus dispositivos de control, así como a procedimientos para el tratamiento de un material transparente, como por ejemplo un cristalino o una córnea, en particular para el tratamiento de la presbicia.

5 A partir de una edad de aproximadamente 45 años comienza una reducción continua de la capacidad de acomodación del cristalino del ojo humano. Esto se manifiesta por la aparición de la vista cansada (presbicia). Debido a la pérdida de elasticidad, el CRI ya no es capaz de aumentar su espesor todo lo necesario para una reproducción nítida de objetos cercanos en la retina. No queda afectado, sin embargo, el músculo ciliar por la pérdida de elasticidad, ni tampoco el saco capsular que rodea el cristalino; por lo general, ambos se  
10 mantienen activos y elásticos.

15 Krueger et al., Ophthalmology 108 (2001): 2123-2129 han tratado cristalinos humanos enucleados con un láser de neodimio:YAG, generando mediante la incidencia de pulsos de láser con una energía de pulso de 2,5 a 7,0 mJ un dibujo anular en burbujas de cavitación en el interior de los cristalinos tratados. Gracias a este tratamiento pudieron conseguir un aumento de la elasticidad del cristalino. No obstante, para un tratamiento eficaz de la presbicia es deseable aumentar aún más la elasticidad. Además, en el tratamiento se produjeron burbujas de cavitación así como, en consecuencia de ello, burbujitas de gas de larga vida, que dificultaron la medición del cambio de la difracción del cristalino. Además, se generaron unas ondas de choque no tolerables para pacientes vivos y un fuerte calentamiento del cristalino.

20 En el documento 19940712 A1 se propone generar para el tratamiento de la presbicia en el interior de un cristalino campo de burbujitas que se llenan con líquido. Las burbujitas deben aflojar el material del cristalino y aumentar la flexibilidad del cristalino. No obstante, los resultados de un tratamiento de este tipo se consideraron insuficientes.

Un dispositivo de control según el preámbulo de la reivindicación independiente 1 se conoce por el documento US 6322556 B1.

25 Por lo tanto, el objetivo de la presente invención era indicar un procedimiento mejorado para el tratamiento de un cristalino para aumentar la elasticidad del cristalino. El procedimiento debía permitir, en particular, un tratamiento de la presbicia. Además, el procedimiento debía ser cuidadoso para el cristalino, en particular debía reducir la generación de ondas de choque fuertes y de burbujas de cavitación grandes.

30 Otro objetivo de la invención era proporcionar un procedimiento lo más cuidadoso posible para el tratamiento de un material transparente, en particular de un material transparente de procedencia biológica, como una córnea o un cristalino para mejorar la elasticidad de los mismos. El procedimiento debía requerir el menor tiempo posible para un tratamiento, el material transparente debía ser tratado de la forma más cuidadosa posible y debía conseguirse una mejora de la elasticidad lo más duradera posible. Además, el procedimiento debía permitir, en particular en el caso de materiales transparentes de procedencia biológica  
35 tratados una disminución y desaparición rápidas de enturbiamientos eventualmente provocados por el tratamiento.

Otro objetivo era indicar dispositivos para la realización de los procedimientos adaptados a los objetivos.

40 Por lo tanto, se indica según la invención un dispositivo de control según la reivindicación 1. Los cortes en el material transparente se realizan preferiblemente de tal modo que pueden servir como planos de deslizamiento en zonas endurecidas de un cristalino.

Además, según la invención se indica un láser quirúrgico propiamente dicho conectado con un dispositivo de control de este tipo.

45 A continuación, la invención se describirá haciéndose referencia al tratamiento de un cristalino, aunque en lugar de un cristalino también pueden tratarse otros materiales transparentes, en particular una córnea. Los conceptos "cristalino" y material transparente" se usan en el marco de esta descripción de forma intercambiable, siendo según la invención especialmente preferible una referencia al cristalino y a córneas. Transparente en el sentido de la presente invención es un material que a una longitud de onda correspondiente tiene un coeficiente de atenuación (coeficiente de extinción) inferior a 100 por cm, típicamente inferior a 10 por  
50 cm.

Además, según la invención se indica un procedimiento para el tratamiento de un material transparente, en particular de un cristalino y/o una córnea, generándose en el interior del cristalino o del material transparente una superficie de corte con una pluralidad de pulsos de láser.

55 El dispositivo de control según la invención para un láser preferiblemente quirúrgico está preparado para controlar un láser cuando un láser de este tipo se conecta con el dispositivo de control. El dispositivo de control puede contener para ello medios para influir controlando en una fuente de luz láser; de forma adicional

o alternativa también puede contener medios para influir en medios conductores de luz, como por ejemplo espejos para conducir pulsos de láser emitidos por una fuente de luz láser.

5 A continuación, el concepto "láser" se refiere tanto a la fuente de luz láser propiamente dicha como a medios conductores de luz eventualmente existentes. Se sobreentiende que el dispositivo de control según la invención sigue estando preparado para controlar un láser, aunque en un momento determinado no estuviera conectado ningún láser con el dispositivo de control.

10 El dispositivo de control según la invención permite controlar tras la entrada de una señal de inicio correspondiente por parte de un usuario controlar un láser, dado el caso conectado con el dispositivo de control automáticamente, sin otras entradas por parte del usuario, para realizar el procedimiento según la invención incluida una de sus variantes descritas a continuación. El dispositivo de control facilita, por lo tanto, realizar las ventajas que van unidas al procedimiento según la invención.

15 Gracias a la generación de una superficie de corte en el interior del material transparente que ha de ser tratado (preferiblemente un cristalino y/o una córnea), se permite por primera vez aumentar fuertemente la elasticidad del material de una forma sencilla, lo cual constituye una ventaja. Al tratar un cristalino o una córnea, la superficie de corte modifica líneas de fuerza en el interior del cristalino o de la córnea en comparación con su disposición en el estado no tratado del cristalino o de la córnea. Por línea de fuerza de un cristalino se entiende aquí una trayectoria de un elemento voluminoso durante un proceso de acomodación. En formas de realización preferibles del dispositivo de control según la invención o del procedimiento según la invención, una línea de fuerza de un cristalino no tratado está dispuesta en el punto de intersección con una superficie de corte sustancialmente en la dirección perpendicular respecto a la superficie de corte.

20

25 La superficie de corte puede ser plana o curvada. La superficie de corte puede tener un plano de extensión principal, que puede estar dispuesto sustancialmente en la dirección perpendicular respecto a la dirección de incidencia principal del láser, sustancialmente en paralelo o de otra manera en un ángulo respecto a la dirección de incidencia principal del láser. Por lo tanto, respecto a un cristalino y una córnea, la superficie de corte puede tener un plano de extensión principal, que está orientado de forma frontal, sagital o de otra manera.

30 La superficie de corte se genera en el material transparente, preferiblemente el cristalino y/o la córnea mediante una pluralidad de pulsos de láser. Esto permite generar una superficie de corte, por ejemplo en el interior de un cristalino, sin tener que cortar el saco capsular que rodea el cristalino, la córnea y/o la superficie del cristalino propiamente dicho. Por lo tanto, el corte puede realizarse de forma especialmente cuidadosa. En formas de realización preferibles de la invención, el procedimiento se realiza por lo tanto de tal modo (o el dispositivo de control se ajusta de tal modo) que no se cortan el saco capsular, la córnea y/o la superficie del cristalino. De forma adicional o alternativa, el procedimiento según la invención (o el dispositivo de control) puede estar ajustado de tal modo que se genera un corte en el interior o a través de la superficie de una córnea.

35

40 Al incidir en un cristalino o una córnea, los pulsos de láser generan puntos defectuosos de un diámetro inferior a 10  $\mu\text{m}$ , preferiblemente de 1 – 5  $\mu\text{m}$ , en los que queda destruido el material fibroso del cristalino o de la córnea. En un cristalino o una córnea, los puntos defectuosos están llenos con líquido del cristalino. Una superficie de corte en el sentido de esta invención está formada por una pluralidad de puntos defectuosos de este tipo, que quedan suficientemente cercanos unos a otros para formar una superficie continua, que permite en particular un deslizamiento de los tramos del material transparente dispuestos a los dos lados de la superficie de corte. A diferencia de ello, los procedimientos convencionales asistidos por láser no permiten formar superficies de corte para el tratamiento de cristalinos; en lugar de ello, se mejora sólo la movilidad de distintas fibrillas de colágeno del cristalino, como está descrito, por ejemplo, en el documento US 2004/0199149 A1 de Krueger y Myers. En formas de realización especialmente preferibles del procedimiento según la invención o del dispositivo de control según la invención, en el interior de la superficie de corte no hay almas que conecten los dos lados de la superficie de corte, separando una superficie de corte, por lo contrario, dos tramos adyacentes en el interior del material transparente (preferiblemente del cristalino y/o de la córnea). Esto facilita en particular la deformación del cristalino en el proceso de acomodación.

45

50 En unas formas de realización preferibles de la invención, los pulsos de láser se controlan de tal modo que se ensanchan tras pasar por la zona en la que debe generarse una superficie de corte para no lesionar zonas dispuestas detrás de la zona de la superficie de corte visto en la dirección de incidencia. De este modo, en el tratamiento según la invención de un ojo (o con el dispositivo de control según la invención) puede evitarse en parte o del todo causar daños o lesiones en zonas sensibles de la retina.

55 En formas de realización preferibles, el dispositivo de control según la invención está ajustado para limitar la energía por pulso de los pulsos de láser a un intervalo de 1 pJ a 1  $\mu\text{J}$ . En unas formas de realización preferibles el procedimiento según la invención se realiza correspondientemente. El procedimiento o el dispositivo de control según la invención, ajustado de la forma que se acaba de describir, permiten en comparación con los procedimientos convencionales hacer incidir unos impulsos de láser muy débiles sobre el material transparente que ha de ser tratado (en particular un cristalino y/o una córnea que han de ser tratados),

60

de modo que pueden evitarse en gran medida o incluso del todo ondas de choque indeseables y la generación de defectos a modo de catarata en el material transparente o en el cristalino. Las dos cosas permiten un tratamiento especialmente cuidadoso y seguro del ojo. Un cristalino y una córnea se tratan de forma especialmente cuidadosa cuando la energía por pulso de los pulsos de láser se limita a un intervalo de 1 pJ a 500 nJ, preferiblemente de 100 pJ a 100 nJ. La duración de un pulso de láser es preferiblemente inferior a 1 ps, de forma especialmente preferible de 1 fs a 800 fs, en particular de 50 fs a 500 fs.

Un pulso de láser con una energía por pulso en el intervalo de 1 pJ a 1 μJ deja, además, en un cristalino tratado un punto defectuoso con un diámetro inferior a 10 μm, por lo general de 1 a 5 μm. Por lo tanto, varios pulsos de láser de este tipo pueden generar, si se hacen incidir de forma adecuada en el cristalino que ha de ser tratado, una superficie de corte con una modificación colateral, inducida por láser del material del cristalino en un espesor inferior a 10 μm, en particular de 5 μm y, en particular, en un espesor de 0,1 – 5 μm, como se ha descrito anteriormente. Una superficie de corte tan fina sólo afecta muy poco la transparencia del cristalino tratado y evita, además, distorsiones molestas.

Una forma de realización especialmente preferible del dispositivo de control según la invención y conforme al procedimiento según la invención, de forma adicional o alternativa a las características de las demás formas de realización está ajustada para limitar el tamaño de las burbujas generadas por los pulsos de láser en el cristalino o en la córnea a un diámetro de un máximo de 50 μm. Las burbujas con un diámetro superior a 50 μm perjudican la transparencia del cristalino y de la córnea y frecuentemente van unidas a ondas de choque fuertes y sollicitaciones mecánicas de las zonas no directamente tratadas por pulsos de láser del cristalino o de la córnea. Además, puede tardar más de un día hasta que las burbujas más grandes estén llenas de líquido o hasta que hayan colapsado. La forma de realización según la invención (incluido el procedimiento según la invención correspondiente) evita en gran medida o incluso del todo los inconvenientes que se acaban de describir. Por consiguiente, es especialmente preferible que el diámetro de las burbujas generadas sea como máximo de 30 μm, preferiblemente de 0,5 a 10 μm, de forma especialmente preferible de 0,5 a 1 μm. Si el gas contenido en una burbuja sale colapsando la burbuja por ello, su diámetro se contrae hasta convertirse finalmente en un punto defectuoso arriba descrito con un diámetro inferior a 10 μm, preferiblemente con un diámetro inferior a 1 μm.

Además, es preferible un dispositivo de control de este tipo y un procedimiento correspondiente que estén preparados para generar la superficie de corte mediante al menos 10.000 pulsos de láser, preferiblemente mediante al menos 100.000 pulsos de láser, de forma aún más preferible de al menos 1.000.000 pulsos de láser, y de forma especialmente preferible mediante al menos 10.000.000 de pulsos de láser. Gracias a los números elevados descritos de pulsos de láser, pueden generarse superficies de corte con una rugosidad especialmente reducida y una lisura especialmente buena. Esto conduce a una elasticidad obtenida especialmente buena del cristalino así tratado.

La superficie de corte generada tiene preferiblemente un área de 1 mm<sup>2</sup> a 10 mm<sup>2</sup>, de forma especialmente preferible de 1 mm<sup>2</sup> a 6 mm<sup>2</sup>. Se ha mostrado que basta con cortes con áreas de este tipo para conseguir una elasticidad claramente mayor de un cristalino tratado.

Además, es especialmente preferible generar dos pulsos de láser sucesivos a una distancia tal que los puntos defectuosos causados por los pulsos de láser en el material transparente, en particular en el cristalino y/o en la córnea, no se tocan ni se solapan. Por pulsos de láser sucesivos se entienden una pareja de pulsos de láser, no generándose ningún otro pulso de láser en el tiempo entre el primero y el segundo pulso de láser. Gracias a la distancia en el espacio de los puntos defectuosos generados por una pareja de pulsos de láser de este tipo puede impedirse una sobrecarga local, en particular un sobrecalentamiento local y la formación de burbujas de un tamaño grande indeseado superior a un diámetro de 50 μm. El procedimiento según la invención anteriormente descrito y el dispositivo de control según la invención correspondientemente ajustado permiten, por lo tanto, un tratamiento especialmente cuidadoso de un cristalino.

Según la invención, para realizar superficies de corte en el material transparente está previsto orientar el rayo láser usado para la generación de los puntos defectuosos de tal modo (o controlarlo mediante un dispositivo de control según la invención) de tal modo que la dirección del rayo láser esté dispuesta sustancialmente en la superficie de corte o de forma tangencial respecto a la misma. Esta orientación del rayo láser es preferible, en particular, para generar una superficie de corte en un cristalino y/o en una córnea.

El procedimiento se realiza así (o el dispositivo de control está preparado de tal modo) que la distancia entre puntos de enfoque del rayo láser adyacentes en la dirección del rayo sea de una longitud Rayleigh o superior, aunque preferiblemente inferior a cuatro longitudes Rayleigh. Gracias al enfoque de pulsos de láser sobre el material transparente (en particular, un cristalino y/o una córnea), se forman puntos defectuosos sustancialmente cilíndricos o elípticos en el material transparente, cuyo eje longitudinal se extiende en la dirección del rayo láser. Gracias a respetarse el límite de una longitud Rayleigh, aunque preferiblemente de cuatro o menos longitudes Rayleigh, entre el centro de dos puntos defectuosos adyacentes visto en la dirección del rayo se garantiza que los puntos defectuosos no se funden unos con otros sino que se mantienen individuales. Los puntos defectuosos pueden colapsar en este caso más rápidamente que en el caso de puntos defectuosos grandes y pueden llenarse con líquido, de modo que en particular en el tratamiento de un cristalino

y/o de una córnea se produce más rápidamente una desaparición de un enturbiamiento del cristalino y/o de la córnea provocada de forma transitoria por el tratamiento por láser que en caso de generarse puntos defectuosos grandes, continuos. Además, este tipo de tratamiento ahorra tiempo puesto que respecto a toda la superficie de corte deben generarse menos puntos defectuosos que en caso de que la superficie de corte estuviera dispuesta en la dirección tangencial respecto a la dirección del rayo láser o en caso de que no estuviera dispuesta en la dirección del rayo láser.

Según otra forma de realización no según la invención es preferible orientar el rayo láser de tal modo que su eje de rayo atraviesa la superficie de corte que ha de ser generada. En esta forma de realización, el eje de rayo del rayo láser no está dispuesto en un plano de corte, sino que está acodado respecto a éste. La ventaja de esta forma de realización es que los puntos defectuosos cilíndricos o elípticos generados por un pulso láser sustancialmente no son sucesivos en cuanto a sus ejes longitudinales, sino que están dispuestos unos al lado de otros en cuanto a sus ejes longitudinales. De este modo se evita de una forma sencilla ventajosa una fusión no intencionada de puntos defectuosos adyacentes, de modo que los puntos defectuosos generados se colapsan y se llenan con líquido más rápidamente, que en caso de que los puntos defectuosos se hubieran fundido formando puntos defectuosos más grandes.

Además de en el material del cristalino, los guiados de cortes mencionados también pueden aplicarse en otro material, como por ejemplo en la córnea del ojo o en otros materiales transparentes. En la cirugía refractiva por láser del ojo o en la queratoplástica, la minimización de burbujitas de gas y el aumento de la velocidad de corte pueden representar una ventaja considerable.

En un procedimiento según la invención y un dispositivo de control correspondiente según la invención es, además, preferible generar una pluralidad de superficies de corte en una disposición preseleccionada de unas respecto a las otras. Para cada superficie de corte individual es válido, en particular, lo que se ha dicho en el marco del dispositivo de control según la invención o del procedimiento según la invención. Las superficies de corte pueden delimitar, por ejemplo, un tramo del cristalino y separar, por lo tanto, las fibras de este tramo completamente de las del cristalino restante. Las superficies de corte pueden formar también superficies dispuestas a distancia entre sí, que no entran en contacto unas con otras ni se cruzan. En particular, las superficies de corte pueden formar las siguientes formas o superficies parciales de los siguientes cuerpos: esfera, segmento esférico, sector esférico, zona esférica, prismatoide o prima con superficie base y superficie lateral elíptica, elíptica anular, circular, en forma de anillo circular, de paralelepípedo, paralelogramo, rectangular, cuadrada, triangular o irregular pudiendo ser la superficie base y lateral plana o curvada.

En otras formas de realización preferibles del procedimiento según la invención o del dispositivo de control según la invención correspondientemente ajustados se generan al mismo tiempo dos o más superficies de corte, generándose alternativamente pulsos de láser para la generación de la primera y de la segunda superficie de corte y, dado el caso, de otras superficies de corte. Gracias a un procedimiento de este tipo se evita un sobrecalentamiento local y la formación de burbujas de un tamaño grande indeseado de un diámetro superior a 50 µm, como se ha descrito anteriormente con ayuda de una sola superficie de corte.

El dispositivo de control según la invención o el procedimiento según la invención están ajustados preferiblemente de tal modo que se generan una o una pluralidad de superficies de corte para aumentar la capacidad de acomodación de un cristalino a al menos 2 dioptrías, preferiblemente a al menos 5 dioptrías y de forma especialmente preferible a al menos 10 dioptrías.

Los procedimientos descritos según la invención pueden realizarse de forma no quirúrgica en material cogido de personas o animales (ex vivo), pudiendo implantarse el material tratado tras el tratamiento en una persona y/o un animal.

Con ayuda de las figuras, a continuación, se describirá más detalladamente un ejemplo de realización de la invención sin que se pretenda limitar la invención a este ejemplo de realización. Muestran:

- La figura 1 una vista en planta de un cristalino cortado según la invención;
- la figura 2 una vista en corte transversal del cristalino según la figura 1 a lo largo de la línea A-A;
- la figura 3 una vista en corte transversal del cristalino según la figura 1 a lo largo de la línea B-B;
- la figura 4 una vista en corte transversal del cristalino según la figura 1 a lo largo de la línea C-C;
- la figura 5 una representación esquemática de un láser quirúrgico para el tratamiento del cristalino, en particular de la presbicia.

En la figura 1 está representado un detalle de un cristalino 1 en una vista en planta desde arriba esquemática. En el interior del cristalino 1, un cilindro hueco 10 está separado por superficies de corte 11, 11', 12, 12' del cristalino restante. Las figuras 2 a 4 muestran de forma esquemática otras vistas parciales del cilindro hueco 10, manteniéndose los signos de referencia de la figura 1. Las figuras 2 a 4 sólo muestran aquellos cortes y formas que quedan dispuestos en las líneas A-A, B-B, o C-C correspondientes; se ha

renunciado a una representación tridimensional, en la que pudieran verse también detalles dispuestos más en el fondo.

5 El cilindro hueco 10 tiene superficies de cubierta 11, 11' en forma de dos superficies de corte 11, 11' en forma de anillo circular. Las superficies de cubierta 11, 11' se extienden sustancialmente en la dirección perpendicular respecto al eje de rotación (no representado) del cristalino 1. Las superficies de cubierta 11, 11' son sustancialmente congruentes unos con otros. En el interior de las superficies de cubierta 11, 11' está prevista respectivamente una escotadura circular en la que no está dispuesta ninguna superficie de corte 11, 11'.

10 Las superficies de cubierta 11, 11' están unidas entre sí mediante una superficie lateral exterior 12 y una superficie lateral interior 12'. Las superficies laterales 12, 12' se extienden respectivamente partiendo del borde exterior o interior de las superficies de cubierta 11, 11' en forma de anillos circulares y están dispuestas sustancialmente en la dirección perpendicular respecto a las superficies de cubierta 11, 11'. La zona 15 envuelta por la superficie lateral interior 12' tiene un eje central (no representado) que coincide sustancialmente con el eje de rotación del cristalino 1.

15 En la dirección perpendicular respecto al eje central del cilindro hueco 10 están dispuestas ocho superficies de corte 21 rectangulares. Las superficies de corte 21 dividen el cilindro hueco 10 en ocho segmentos 20 separados unos de otros. Las superficies de corte 21 se extienden hasta el interior de la zona 15 y sobresalen del borde exterior de las superficies de cubierta 11, 11' o de la superficie lateral exterior 12.

20 Para generar el cilindro hueco 10 y sus segmentos 20, el ojo que ha de ser tratado se orienta en primer lugar hacia el láser usado (no representado). El láser está previsto de un dispositivo de control que controla el procedimiento que se describirá a continuación.

25 En primer lugar se forman las superficies de cubierta 11 y 11'. Para ello se hacen incidir pulsos de láser en el cristalino 1, de modo que se formen puntos defectuosos en el plano de las superficies de cubierta 11, 11', en los que quedan cortadas las fibras del cristalino 1. Los pulsos de láser se hacen incidir de tal modo que a un pulso de láser orientado en el plano de la superficie de cubierta 11 sigue un pulso de láser orientado en el plano de la superficie de cubierta 11'. Por lo tanto, los pulsos de láser de cada pareja de pulsos de láser están dirigidos sobre lugares dispuestos a una distancia en el espacio entre sí, de modo que los puntos defectuosos causados por los mismos no se tocan o solapan. Como alternativa a ello, también puede formarse en primer lugar la superficie de cubierta 11 y a continuación la superficie de cubierta 11'; también en este caso es recomendable dirigir los pulsos de láser de cada pareja de pulsos de láser sobre lugares dispuestos a una distancia en el espacio entre sí, de modo que los puntos defectuosos causados por ellos no se tocan o solapan.

30 Después de haber formado las superficies de cubierta 11 y 11', se forman de modo correspondiente la superficie lateral exterior 12 y la superficie lateral interior 12'. Finalmente, se forman las superficies de corte 21 rectangulares para dividir el cilindro hueco 10 en distintos segmentos 20.

35 Como resultado, gracias al número, la forma y la disposición de las superficies de corte 11, 11', 12, 12' y 21 se aumenta la elasticidad del cristalino 1 tratado de tal modo que éste tiene una capacidad de acomodación de al menos 2 dioptrías.

40 En primeros ensayos ha resultado ser ventajoso no prever superficies de corte en una zona 15 alrededor del eje de rotación del cristalino. De este modo se consigue que una zona central del cristalino 1 quede sin defectos.

45 El láser quirúrgico 30 mostrado en la figura 5 tiene una fuente de rayo láser 31, por ejemplo un láser de pulso corto. En el servicio, de la fuente de rayo láser 31 sale un rayo láser que se desvía mediante un espejo de desviación en un escáner 33. En el escáner 33, el rayo láser se desvía mediante el desplazamiento de otros espejos 33.1 y/o giro de otros espejos 33.2 en una dirección de rayo deseada dirigida sobre el material transparente que ha de ser tratado, por ejemplo un ojo 36 con un cristalino y/o una córnea que han de ser tratados. Está previsto un medio generador de imagen 35 para vigilar la actividad del láser y el progreso del tratamiento. El medio generador de imagen 35 está conectado con un ordenador de control 32. En función de una programa de tratamiento preseleccionado del material transparente y del estado conseguido del tratamiento, el ordenador de control 32 actúa sobre la fuente de rayo láser 31 y el escáner 33 para realizar el tratamiento según el programa de tratamiento preseleccionado.

**REIVINDICACIONES**

- 5 1. Dispositivo de control (32, 33) para un láser (30) que está preparado para controlar un láser que puede conectarse con el dispositivo de control para generar en el interior de una córnea o de un cristalino (1) una superficie de corte (21) con una pluralidad de pulsos de láser, estando ajustado el dispositivo de control de tal modo que no se cortan el saco capsular, la córnea y/o la superficie del cristalino, caracterizado porque el dispositivo de control está ajustado para orientar la dirección del rayo láser en el plano de la superficie de corte que ha de ser generada o de forma tangencial respecto a ésta y porque la distancia entre puntos de enfoque del rayo láser adyacentes en la dirección del rayo es de una longitud Rayleigh o superior.
- 10 2. Dispositivo de control según la reivindicación 1, estando ajustado el dispositivo de control para limitar la energía de pulso de los pulsos de láser a un intervalo de 1 pJ a 1 μJ.
3. Dispositivo de control según una de las reivindicaciones anteriores, estando ajustado el dispositivo de control para generar la superficie de corte mediante al menos 10000 pulsos de láser.
4. Dispositivo de control según una de las reivindicaciones anteriores, estando ajustado el dispositivo de control para generar la superficie de corte con un área de 1 mm<sup>2</sup> a 10 mm<sup>2</sup>.
- 15 5. Dispositivo de control según una de las reivindicaciones anteriores, estando ajustado el dispositivo de control para disponer dos pulsos de láser sucesivos a una distancia tal entre sí que los puntos defectuosos causados por los pulsos de láser en el material transparente no se tocan o solapan.
- 20 6. Dispositivo de control según una de las reivindicaciones anteriores, estando ajustado el dispositivo de control para controlar el láser para generar una pluralidad de superficies de corte en una disposición preseleccionada.
7. Láser quirúrgico (30), estando conectado el láser en una conexión para poder realizar el control con un dispositivo de control (32) según una de las reivindicaciones 1 a 6.
- 25 8. Procedimiento para el mecanizado ex vivo de material transparente, generándose en el interior del material una superficie de corte con una pluralidad de pulsos de láser y no cortándose la superficie del material, caracterizado porque la dirección del rayo del láser (30) está orientado en el plano de la superficie de corte que ha de ser generada o de forma tangencial respecto a ésta y porque la distancia entre puntos de enfoque de rayo láser adyacentes en la dirección del rayo es de una longitud Rayleigh o superior.
9. Procedimiento según la reivindicación 8, limitándose la energía de pulso de los pulsos de láser a un intervalo de 1 pJ a 1 μJ.
- 30 10. Procedimiento según una de las reivindicaciones 8 ó 9, generándose la superficie de corte mediante al menos 10000 pulsos de láser.
11. Procedimiento según una de las reivindicaciones 8 a 10, generándose la superficie de corte con un área de 1 mm<sup>2</sup> a 10 mm<sup>2</sup>.
- 35 12. Procedimiento según una de las reivindicaciones 8 a 11, generándose dos pulsos de láser sucesivos a una distancia tal entre sí que los puntos defectuosos generados por los pulsos de láser en el material transparente no se tocan o solapan.
13. Procedimiento según una de las reivindicaciones 8 a 12, generándose una pluralidad de las superficies de corte en una disposición preseleccionada entre sí.

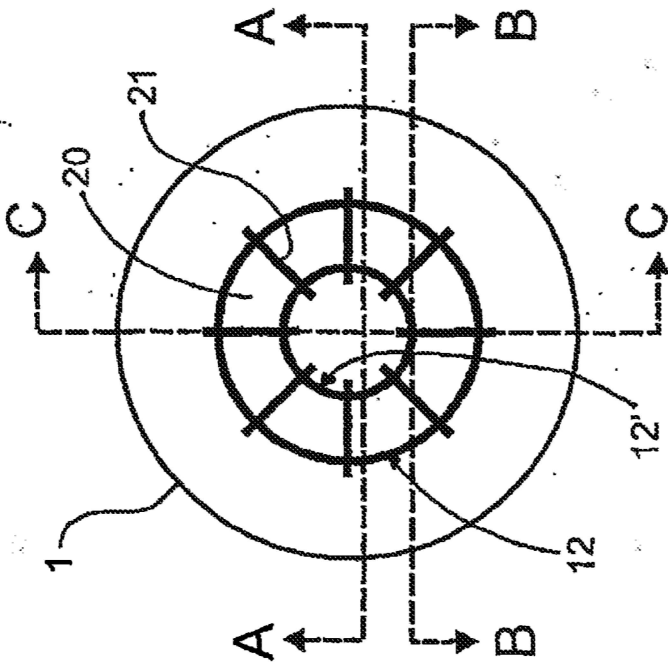


Fig. 1

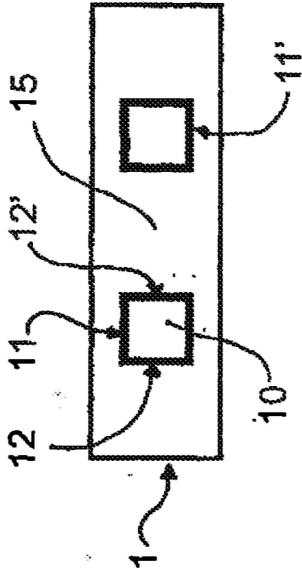


Fig. 2

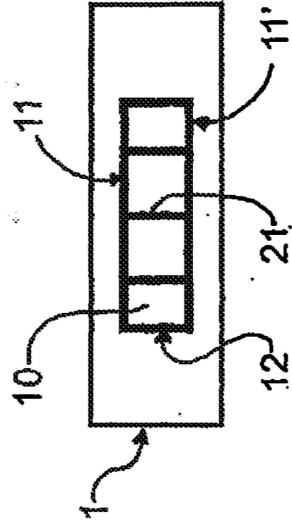


Fig. 3

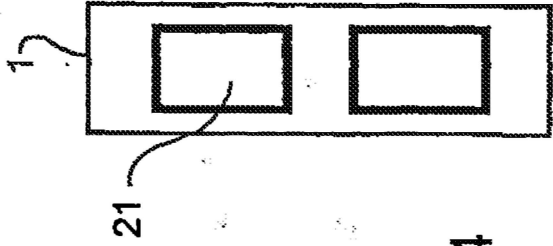


Fig. 4



Fig. 5

