

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 650 229**

51 Int. Cl.:

**A61B 18/18** (2006.01)

**A61F 9/008** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **15.04.2008 PCT/IN2008/000244**

87 Fecha y número de publicación internacional: **15.01.2009 WO09007990**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.04.2008 E 08826321 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **02.08.2017 EP 2148628**

54 Título: **Un método y un sistema para fotoablación con láser dentro de una lente**

30 Prioridad:

**07.05.2007 IN MU08702007**

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

**17.01.2018**

73 Titular/es:

**RATHORE, JASWANT (50.0%)  
Apt. E. 504, Lok Darshan Complex, Military Road,  
Marol Andheri (E)  
Mumbai 400 059, Maharashtra, IN y  
SINGH, AJOY I. (50.0%)**

72 Inventor/es:

**SINGH, AJOY, I.**

74 Agente/Representante:

**VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro**

ES 2 650 229 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

Un método y un sistema para fotoablación con láser dentro de una lente

5 **Campo de la invención**

La presente invención se refiere al campo de la oftalmología, más en particular, a un sistema para rectificar/corregir un defecto/problema de visión, tal como la presbicia, mediante la fotoablación con láser dentro de la lente.

10 **Antecedentes y técnica anterior de la invención**

El ojo humano está constituido esencialmente por tres capas básicas de tejido, divididas en tres cámaras, tal y como se muestra en la figura 1. La esclerótica (12) rodea la lente (3), excepto en la córnea (1), que es el tejido transparente y la superficie exterior del ojo a través de la que entra primero la luz en el ojo. El iris (2) es una membrana coloreada y contráctil que controla la cantidad de luz que entra en el ojo, cambiando el tamaño de la abertura circular en su centro (la pupila). El cristalino (3) (de aquí en adelante denominado lente) se localiza justo por detrás del iris (2). La lente comprende proteínas transparentes parecidas al gel en un saco capsular transparente (no se muestra). En general, la lente cambia de forma mediante la acción del músculo ciliar (8), para así permitir el enfoque de una imagen visual. Un mecanismo de retroalimentación neuronal desde el cerebro permite que el músculo ciliar (8), que actúa mediante la unión de las fibras zonulares (11), cambie la forma del cristalino. Por lo general, la visión se produce cuando la luz entra en el ojo a través de la córnea (1) y la pupila, después pasa por el cristalino (3) a través del humor vítreo (10) a lo largo del eje visual (4) (de aquí en adelante denominado eje central de la lente), alcanza la retina (5) y el fondo del ojo, formando una imagen en la mácula (6) que se transmite a través del nervio óptico (7) hasta el cerebro. El espacio entre la córnea y la retina está lleno de un líquido llamado humor acuoso en la cámara anterior (9) y de humor vítreo (10), una sustancia clara y parecida al gel, en la parte posterior a la lente.

Normalmente, el ojo converge la luz sobre la retina utilizando dos elementos principales, la córnea y la lente, para conseguir una visión detallada. El 75 % del poder de enfoque total de 60 dioptrías del ojo se proporciona gracias al primer elemento, es decir, la superficie externa convexa de la córnea. El 25 % restante se proporciona gracias a la lente del cristalino, el segundo elemento.

La longitud focal efectiva del ojo humano ha de ajustarse para mantener la imagen del objeto enfocada tan nítidamente como sea posible sobre la retina/mácula. Este cambio en la longitud focal efectiva se conoce como acomodación y se consigue en el ojo variando la forma de la lente del cristalino. Esto es necesario para que el ojo humano tenga una visión clara de los objetos a diferentes distancias. Hablando en general, en la visión normal sin acomodar, la curvatura de la lente es tal que los objetos distantes se visualizan nítidamente sobre la retina/mácula. En el ojo sin acomodar, los objetos cercanos no se enfocan de manera nítida sobre la retina/mácula, y sus imágenes yacen por detrás de la superficie retiniana. Para visualizar un objeto cercano de manera clara, la curvatura de la lente del cristalino aumenta, aumentando de este modo su poder de refracción y haciendo que la imagen del objeto cercano incida sobre la retina/mácula.

La lente es una estructura biconvexa suspendida por los ligamentos zonulares unidos al músculo ciliar anular. Aunque la lente solo contribuye al 25 % del poder de enfoque, el propósito principal es permitir un enfoque adecuado y perfecto de la luz divergente reflejada desde los objetos cercanos, así como desde los objetos lejanos. Esta capacidad para enfocar objetos muy lejanos, así como para enfocar objetos cercanos mediante el cambio de las dimensiones de la lente es lo que se denomina acomodación.

Las fibras de la lente crecen a lo largo de la vida mediante el alargamiento y diferenciación de las células epiteliales de manera circunferencial en el ecuador de la lente, lo que da como resultado la internalización de las fibras de proteínas formadas anteriormente. El efecto neto es que las fibras de proteínas más antiguas siempre se hallan en el núcleo, y las fibras de proteínas más recientes en la corteza.

La presbicia se atribuye a una proliferación continua de las células laminares de la lente. A medida que la lente tiene más años, se vuelve menos elástica debido al cambio en la curvatura de la lente por su crecimiento continuo, y por lo tanto, la capacidad para cambiar su curvatura en respuesta a la contracción y relajación de los músculos ciliares se reduce/inhíbe y da como resultado defectos de visión, tales como, pero no limitándose a, la presbicia con la edad. La presbicia también produce una acumulación alrededor de la lente, en la región subciliar del ojo, incluyendo la acumulación de las fibras zonulares, tal y como se muestra en la figura 2, dando como resultado la pérdida de potencia de los músculos ciliares.

Por lo tanto, la recuperación de la capacidad de acomodación de la lente siempre ha sido un tema de investigación. Las gafas y lentes de contacto bifocales y multifocales se utilizan más normalmente para resolver el problema focal de la presbicia. Una desventaja habitual de estos dispositivos es que las partes de la imagen mal enfocadas reducen el contraste de la parte de la imagen enfocada.

Otro método incluye un procedimiento Phaco-Ersatz para extirpar la lente de la cápsula lenticular de un ojo, introduciendo después un líquido en la cápsula lenticular, insertando entonces una lente endocapsular complementaria en la cápsula lenticular.

5 Tal y como se observa a partir de la técnica anterior, la patente estadounidense n.º 6322556 proporciona un método para la extirpación selectiva del tejido del cristalino del ojo humano para la corrección de los defectos de visión, incluyendo la miopía, hipermetropía o presbicia mediante la ablación con láser de dicha región seleccionada. En  
10 cuanto a la realización preferida de dicha patente estadounidense, las fibras nucleares y/o corticales situadas más centralmente y que son más antiguas se extirpan, pues la anchura del núcleo permanece relativamente constante con el paso del tiempo, mientras que la de la corteza aumenta.

Así, además, dicha patente hace hincapié en que la reducción del grosor de la lente es la responsable de recuperar la acomodación. Así mismo, existe la posibilidad de que la retina se esponga cerca de la mácula, o de que la mácula se esponga al haz de láser, debido a la fuga del haz de láser a través de la lente durante el proceso de ablación,  
15 que puede dañar la retina cerca de la mácula. No obstante, respecto a la fotoablación de la lente, debería apreciarse que la redefinición de la lente, reduciendo el grosor de la lente, no es un factor determinante para la recuperación de la acomodación. Por lo tanto, para los especialistas, el tema de investigación es mejorar la capacidad del músculo ciliar de contraerse y relajarse a través de los ligamentos zonulares.

20 Por lo tanto, existe la necesidad de proporcionar un sistema para la fotoablación de los tejidos/fibras del interior de la lente para corregir los problemas de visión, en particular, asociados a la presbicia, reduciendo sustancialmente el daño a la lente y a otras partes del ojo.

El documento WO2006/074469A2 describe un sistema y método para realizar incisiones en el tejido ocular a  
25 diferentes profundidades. El sistema y método enfocan la luz, posiblemente en patrón, en varios puntos focales que están a varias profundidades dentro del tejido ocular. Una lente segmentada puede utilizarse para crear múltiples puntos focales simultáneamente. Las incisiones óptimas pueden conseguirse enfocando secuencial o simultáneamente luces a diferentes profundidades, creando una columna de plasma expandida y creando un haz con una cintura alargada.

30 El documento GB2144561A describe un sistema láser para el tratamiento, por ejemplo, de un ojo, en el que el haz de un láser 10 Nd:YAG disminuye a 15 mediante el control de un ordenador 24 en respuesta a la energía del haz medido a 22. El ordenador compara la energía con un valor deseado inicialmente durante una operación de calibración, mientras que un disparador 18 (véase la figura 2C) se cierra periódicamente después de lo mismo. Para  
35 apuntar y visualizar, se proporciona un segundo láser 30 (del tipo He:Ne) cuyo haz se combina con el haz de tratamiento en 17. También se divulga una mesa para montar el sistema óptico (véase la figura 5B).

### Sumario

40 De acuerdo con un aspecto de la invención, se proporciona un sistema tal y como se define en la reivindicación 1.

Un objeto de la presente divulgación es proporcionar un sistema para reducir el diámetro coronal de la lente y así mejorar/perfeccionar la capacidad del músculo ciliar para contraer y relajar la cápsula lenticular a través de los  
45 ligamentos zonulares.

La presente divulgación también proporciona un sistema para llevar a cabo la fotoablación de la lente para la acomodación de una lente. El sistema de acuerdo con la presente divulgación comprende: un medio para explorar la lente y cualesquiera partes anteriores de la misma, para establecer y estimar la amplitud de acomodación real de una lente que va a tratarse, y para seleccionar zonas para su fotoablación dentro de la lente situada detrás del iris;  
50 un sistema láser para practicar la ablación dentro de la lente; un medio para monitorizar y controlar el proceso de fotoablación en tiempo real; y un medio para dirigir el haz de láser, adaptado rotatoriamente sobre el sistema láser para dirigirlo, emitido de forma incidente por el sistema láser, oblicuamente con un ángulo predeterminado con respecto al eje central dentro de la lente que está detrás del iris, para practicar la fotoablación de la zona seleccionada detrás del iris y restablecer la acomodación del cristalino del ojo.

55 La presente divulgación también proporciona un medio de dirección de un haz de láser que ha de adaptarse sobre un sistema láser del sistema de fotoablación. El medio de dirección del haz de láser comprende un tubo de brazo articulado adaptado rotatoriamente sobre un eje de la fuente emisora de láser del sistema láser; y al menos dos espejos adaptados a modo de periscopio en dicho tubo, en el que el primer espejo recibe el haz de láser incidente emitido por la fuente láser y se dirige hacia el segundo espejo, que refleja el haz de láser oblicuamente hacia la  
60 zona, en un ángulo predeterminado con respecto al eje central. La invención se define en las reivindicaciones.

### Breve descripción de los dibujos:

65 Para ilustrar la invención, una realización preferida de la misma se describirá a continuación, haciendo referencia a los dibujos que acompañan (que de ninguna manera limitan el alcance de la invención y se utilizan con un fin

meramente ilustrativo) en los que:

La figura 1 muestra una vista en sección transversal del ojo que muestra la anatomía general del ojo.

La figura 2 muestra una vista en sección transversal de un ojo con presbicia junto con la zona de ablación de acuerdo con la presente invención.

La figura 3 muestra una disposición funcional de un sistema de acuerdo con la presente invención.

La figura 4 muestra un haz de láser dirigido por un medio de dirección del sistema de acuerdo con la presente invención.

La figura 5 muestra una vista ampliada del plano coronal en el que se ha practicado la fotoablación en la línea B-B, tal y como se muestra en la figura 4.

La figura 6 muestra un descenso en la dimensión/diámetro coronal de la lente con presbicia, tal y como se muestra en la figura 2 tras la ablación de acuerdo con la presente invención, en las zonas preferidas.

#### Descripción detallada de la invención:

En términos generales preferidos, la presente invención proporciona un sistema en el que un haz de láser se dirige de manera oblicua para llevar a cabo múltiples fotoablações dentro de la lente, que se encuentra detrás del iris, y preferentemente cerca del borde o ecuador de la lente y/o en las proximidades de las fibras zonulares para restablecer la acomodación de la lente, que se ha perdido debido a la presbicia. El haz de láser de acuerdo con la presente invención tiene una duración corta y una gran energía pulsátil para convertir las proteínas de la lente en plasma.

A continuación se hace referencia a la figura 3, que muestra un sistema de acuerdo con la presente invención. El sistema (100) comprende un medio de exploración (110) para explorar la lente y las estructuras anteriores a la lente, un sistema láser (130) para practicar la ablación dentro de la lente, un medio de monitorización y control (160) del proceso de fotoablación en tiempo real y un medio de dirección (150) de un haz de láser. El medio de monitorización y control (160) comprende un controlador de exploración (120) y un controlador de ablación (140). De acuerdo con una realización preferida de la invención, el controlador de exploración (120) y el controlador de ablación (140) se encuentran en un bucle de retroalimentación.

La figura 4 muestra un medio de dirección (150) de un haz de láser de acuerdo con la presente invención. El medio de dirección de un sistema láser puede adaptarse de manera fija o extraíble sobre la fuente emisora del láser del sistema láser. El medio de dirección (150) comprende al menos dos espejos (32, 34) adaptados a modo de periscopio dentro de un tubo articulado (30). El tubo (30) está adaptado sobre la fuente emisora del láser (no mostrada) del sistema láser (130) para recibir el haz de láser emitido de forma incidente por el sistema láser (130) y es rotatorio sobre un eje central (X-X) de la fuente emisora del láser. El primer espejo (32) refleja el haz de láser incidente (50A) emitido por la fuente emisora del láser hacia el segundo espejo (34), y el segundo espejo (34) desvía el haz de láser reflejado (50B), mostrado como (50C), hacia un punto en un ángulo predeterminado ( $\alpha$ ) dentro de una zona (20) seleccionada en un plano coronal para la fotoablación en el interior de la lente detrás del iris. De acuerdo con la invención, uno o ambos espejos pueden adaptarse de manera que pivote para cambiar el ángulo del haz de láser. Preferentemente, el segundo espejo (32) está adaptado de manera que pivota para dirigir el haz de láser. Así mismo, la distancia del medio de dirección desde el ojo puede utilizarse para cambiar la posición de la fotoablación. El medio de dirección dirige/desvía el haz de láser en un intervalo angular de 15-75° con respecto al eje central (X-X) de la fuente emisora del láser.

Según la presente invención, el sistema láser emite un haz de láser que tiene una duración pulsátil que no sobrepasa los 500 femtosegundos y una fluencia entre 3-15 julios por centímetro cuadrado, con un índice de repetición que sobrepasa los 100 kHz. El haz de láser utilizado para la fotoablación de acuerdo con la presente invención tiene un diámetro entre 4 a 100 micrómetros, y preferentemente tiene un diámetro entre 4 y 20 micrómetros. Este haz de láser de corta duración tiene la capacidad de convertir las proteínas de la lente en plasma, que se disipa poco a poco lejos y fuera de la lente.

Según la presente invención, el medio de exploración es un sistema de tomografía de coherencia óptica, tal como el sistema de tomografía de coherencia óptica (TCO) que incluye la obtención de imágenes por ultrasonidos, la obtención de imágenes por resonancia magnética, la radiación electromagnética basada en un aparato de obtención de imágenes tomográfico o fotónico, y el proceso de exploración incluye la preparación de imágenes tridimensionales de la lente y el cálculo de la masa de las proteínas sobre las que ha de practicarse la fotoablación.

De acuerdo con un método, que no forma parte de la presente invención, el medio de exploración emite un haz de escaneo (no mostrado) a lo largo del eje central de la lente con presbicia, para escanear y analizar la lente para producir una imagen tridimensional de la lente y de las estructuras anteriores a la lente con la ayuda de un *software*, y para calcular el volumen de las proteínas de la lente que han de extirparse para restablecer la acomodación de la lente. La imagen tridimensional puede verse sobre una pantalla (170) durante el proceso quirúrgico. El proceso de exploración se realiza en tiempo real para permitir la monitorización y retroalimentación de la etapa posterior. El medio de monitorización y control del sistema utiliza esta imagen para calcular la localización, movimiento y control del sistema láser en tiempo real.

De acuerdo con la presente invención, el volumen de la lente que va a extirparse se calcula mediante la fórmula I:

$$\text{Fórmula I} = \chi \pi r^2$$

5 En la que

$\chi$  = índice de crecimiento de la lente al año  
 $r$  = radio de la lente normal.

10 Tras la exploración, se define un plano coronal medio de la lente y la lente se divide en un número de planos coronales paralelos con respecto al plano coronal medio donde se lleva a cabo la ablación. Por lo general, la distancia entre los dos planos coronales adyacentes seleccionados es de 20 micrómetros, y la distancia del primer plano coronal desde el lado anterior y del último plano coronal desde el lateral posterior de la lente es de generalmente, al menos, 50 micrómetros. Una vez se ha dividido la lente en los planos coronales paralelos, se  
 15 selecciona una zona en un plano coronal, por detrás del iris, para llevar a cabo la fotoablación.

De acuerdo con el inventor, la(s) zona(s) se seleccionan dentro de la lente, que está detrás del iris, porque es un medio más eficaz para reducir el diámetro coronal (ecuatorial) de la lente, y también porque esta zona es segura para extirpar el volumen de las proteínas detrás del iris. De acuerdo con el inventor, ya que las proteínas de la lente  
 20 tienen propiedades firmes parecidas al gel, estas propiedades de las proteínas limitan la capacidad de la lente para redistribuir el volumen dentro de la cápsula lenticular, por lo tanto, puede que extirpar el volumen de las proteínas de la lente desde cualquier sitio no sea siempre eficaz para restablecer la acomodación de la lente, lo que significa que se requiere extirpar un volumen específico de proteínas de sitios específicos para conseguir un resultado deseado. Por lo tanto, el inventor propuso la extirpación de la masa de proteínas detrás del iris, y particularmente, cerca de la  
 25 región ecuatorial de la lente para reducir la dimensión del plano ocular, lo que da como resultado un descenso de las dimensiones de la lente a un índice más rápido, recuperando la acomodación de la lente. La zona preferida de acuerdo con el inventor es una región de al menos 50 micrómetros lejos del ecuador de la lente dentro de la lente, y de 2 mm lejos del eje central de la lente. En la figura 2 se muestra una lente con presbicia con zonas de ablación (20) preferidas detrás del iris (2), dentro de la lente de acuerdo con la presente invención. Tal y como se muestra en la figura 2, esta zona tiene forma, en general, de rosco/toroidal. Así mismo, el inventor también propone el uso de un haz oblicuo de ablación, para así evitar el daño a la retina cerca de la mácula.

Tras la selección de la zona, la fotoablación se realiza mediante el control del controlador de ablación y del controlador de exploración dentro de la zona seleccionada para convertir las proteínas de la lente en plasma, y así,  
 35 reducir el diámetro de los planos coronales. La reducción del diámetro de los planos coronales cerca de la región ecuatorial de la lente da como resultado la reducción del diámetro y del grosor de la lente en la región subciliar del ojo, lo que da como resultado el descenso de la acumulación alrededor de la lente en la región subciliar del ojo, incluyendo la acumulación de las fibras zonulares y recobrando la tensión de las fibras zonulares, restableciendo de este modo la acomodación del cristalino.

Según la presente invención, para la fotoablación se selecciona un plano coronal. Por lo general, primero se selecciona el plano coronal posterior y la fotoablación se lleva a cabo en los planos hacia el lado anterior de la lente, según el requisito de extirpar el volumen de las proteínas de la lente. Una vez se selecciona el plano coronal, el eje central (X-X) de la fuente emisora de luz se hace coincidir con el eje central (4) de la lente, tal y como se muestra en  
 45 la figura 4, y se emite un haz de láser hacia la zona seleccionada, cambiando la dirección. La dirección del haz de láser cambia pasando el haz de láser incidente a través del medio de dirección (150). Tal y como se muestra en la figura 4, el haz de láser (50A) emitido de manera incidente por el sistema láser, incide sobre el primer espejo (32). El primer espejo (32) refleja el haz de láser (50B) hacia el segundo espejo (34). El segundo espejo (34) desvía el haz de láser reflejado (50B) con un ángulo predeterminado, hacia el punto seleccionado en el plano coronal, dentro de la  
 50 zona detrás del iris, para realizar la fotoablación de los puntos detrás del iris, dentro de la zona. El haz de láser dirigido por el segundo espejo se muestra en la figura 4 como 50C, y en la presente divulgación se denomina haz oblicuo. Rotando el medio de dirección sobre el eje central de la lente, se realizan los múltiples puntos de ablación de manera circular en el plano coronal seleccionado detrás del iris, en la zona seleccionada dentro de la lente.

Según la presente invención, el tamaño del punto de fotoablación creado depende del diámetro del láser emitido. El tamaño preferido del punto de acuerdo con la presente invención es de 10 micrómetros. Así mismo, una distancia entre los dos puntos adyacentes en los que se ha practicado la fotoablación, en el mismo plano coronal o planos coronales paralelos, es de aproximadamente al menos 10 micrómetros. Dependiendo del volumen de las proteínas de la lente que ha de extirparse, la fotoablación circular de los múltiples puntos de manera toroidal en torno al eje de la lente puede realizarse en el mismo plano y/o planos, es decir, en planos coronales anteriores o posteriores,  
 60 paralelos al plano seleccionado.

De acuerdo con la presente invención, el número de puntos de fotoablación que ha de realizarse depende del volumen de la lente que ha de extirparse para la reversión de un año, el diámetro del haz de la lente y la cantidad de energía total que ha de administrarse a la lente.

Según la presente invención, la distancia del plano adicional seleccionado y del plano seleccionado es preferentemente de aproximadamente 20 micrómetros, y la distancia entre los puntos de fotoablación entre los planos paralelos adyacentes es de preferente y aproximadamente 10 micrómetros. De esta manera, pueden crearse millones de puntos de fotoablación para restablecer la acomodación de la lente dentro del ojo.

5 La fotoablación por puntos tiene lugar detrás del iris, en el interior del ojo, debido a la alteración de los enlaces covalentes entre las proteínas de la lente, provocada por la pulsación del haz de láser de alta energía y corta duración, dando como resultado la formación del plasma microscópico en el interior de la lente. En plasma en los puntos de fotoablación se disipa poco a poco hacia los tejidos circundantes, y posteriormente se disipa fuera del ojo. 10 El proceso de disipación es tan grande como la ablación practicada en la presente invención, cerca del ecuador, lo que también efectúa la redistribución de las proteínas de la lente con la ayuda de la elasticidad de la cápsula lenticular, que ayuda a una curación más rápida, provocando la reducción del diámetro coronal y del grosor en la región subecuatorial de la lente, junto con la reducción de la acumulación alrededor de la lente en la región subciliar del ojo, incluyendo la acumulación de las fibras zonulares. A medida que el diámetro coronal disminuye, las fibras zonulares se vuelven más y más sensibles a la contracción del músculo ciliar. La mejora/perfección de la capacidad del músculo ciliar para contraerse y relajarse a través de los ligamentos zonulares, reduciendo el diámetro coronal de la lente, sirve para conformar la lente del cristalino hasta una configuración óptica apropiada para enfocar los rayos de luz de los objetos sobre la retina, y en consecuencia, deriva en la recuperación de la capacidad de acomodación del ojo. La figura 6 muestra la reducción del diámetro de la lente mostrada en la figura 5 después de la 20 fotoablación en las zonas preferidas de acuerdo con la presente invención.

El controlador de exploración y el controlador de ablación, que actúan en bucle de retroalimentación, monitorizan el proceso de fotoablación para controlar el sistema láser. Cuando los músculos ciliares recuperan la respuesta óptima de la lente, obteniendo una elasticidad suficiente, el controlador de exploración indica al controlador de ablación que 25 termine con el proceso de ablación.

El proceso de ablación puede terminar en cualquier momento y puede analizarse que la visión obtenga la acomodación adecuada en cualquier momento; además, la ablación puede repetirse según proceda y puede llevarse a cabo en uno o más entornos, dependiendo de la cantidad de energía suministrada al ojo en un entorno. 30

Ya que la presente invención utiliza haces de láser que tienen una duración pulsátil corta con una energía alta, tal como un haz de láser que tiene una duración pulsátil que no sobrepasa los 500 femtosegundos y una fluencia entre 3-15 julios por centímetro cuadrado, con un índice de repetición que sobrepasa los 100 kHz, tiene lugar la conducción de calor, o la generación de ondas de choque dentro de la lente es sustancialmente insignificante. Por lo tanto, no se producen heridas térmicas o por ondas de choque en los tejidos adyacentes de la lente. Así mismo, una de las ventajas de la presente invención es que la presente invención utiliza haces de láser oblicuos para la ablación, lo que sustancialmente evita los daños a la retina cerca de la mácula. 35

Los adjetivos primero y segundo se utilizan en la descripción con el fin de entender mejor y nunca de limitar la invención. Así mismo, el medio de dirección puede rotar hacia la derecha o hacia la izquierda. En la presente invención, lo que es importante es la rotación del medio de dirección, y no la dirección de rotación. Aunque la presente invención se ha descrito con respecto a ciertas realizaciones preferidas, será evidente para los expertos en la materia que pueden realizarse varios cambios y modificaciones sin desviarse del alcance de la invención, tal y como se define en las siguientes reivindicaciones: 40

45

REIVINDICACIONES

1. Un sistema (100) para practicar la fotoablación del cristalino (3) de un ojo que presenta un defecto/problema de visión, incluyendo la presbicia, comprendiendo dicho sistema (100):

- 5 a. un medio de exploración (110) del cristalino (3) y de las partes anteriores del mismo para establecer y estimar así la amplitud de acomodación real del cristalino (3), y para seleccionar una zona (20) para su fotoablación dentro del cristalino (3) detrás del iris (2);
- 10 b. un sistema láser (130) para practicar la ablación dentro del cristalino (3) que incluye una fuente emisora de láser que define un eje central (X-X);
- c. un medio de monitorización y control (160) del proceso de fotoablación en tiempo real; y
- 15 d. un medio de dirección (150) adaptado rotatoriamente sobre el sistema láser (130) y configurado para desviar un haz de láser (50) de manera oblicua en un ángulo predeterminado ( $\alpha$ ), estando el eje central (X-X) de la fuente emisora de láser dentro del cristalino (3), detrás del iris (2), para practicar la fotoablación de la zona (20) seleccionada detrás del iris (2) para restablecer así la acomodación del ojo,

en el que dicho medio de dirección (150) comprende un tubo de brazo articulado (30) que puede rotarse sobre el eje central (X-X) de la fuente emisora de luz, y un primer (32) y un segundo (34) espejos adaptados a modo de periscopio en el tubo de brazo articulado (30), estando configurado el primer espejo (32) para reflejar el haz de láser (50) y dirigirlo hacia el segundo espejo (34), estando el segundo espejo (34) configurado para reflejar el haz de láser (50) de manera oblicua hacia la zona (20) seleccionada detrás del iris (2) para la fotoablación de la zona (20) seleccionada, y **caracterizado por que** el sistema (100) para llevar a cabo la fotoablación está adaptado para hacer coincidir el eje central (X-X) de la fuente emisora de luz con el eje central (4) del cristalino (3), de modo que la rotación de los medios de dirección (150) alrededor del eje central del cristalino (3) da como resultado múltiples puntos de fotoablación realizados de una manera sustancialmente circular en el plano coronal seleccionada detrás del iris (2), en la zona (20) seleccionada dentro del cristalino (3).

2. El sistema (100) según la reivindicación 1, en el que el segundo espejo (34) está adaptado para moverse de manera pivotante y dirigir el haz de láser (50) hacia la zona (20) seleccionada.

3. El sistema (100) según la reivindicación 1, en el que el medio de dirección (150) dirige el haz de láser (50) con un ángulo ( $\alpha$ ) de entre 15 y 75 grados con respecto al eje central (X-X) de la fuente emisora de luz.

4. El sistema (100) según la reivindicación 1, en el que el haz de láser (50) emitido tiene una duración pulsátil del haz de láser (50) que no sobrepasa los 500 femtosegundos.

5. El sistema (100) según la reivindicación 1, en el que una fluencia del haz de láser (50) está entre 3-15 julios por centímetro cuadrado y un índice de repetición sobrepasa los 100 kHz.

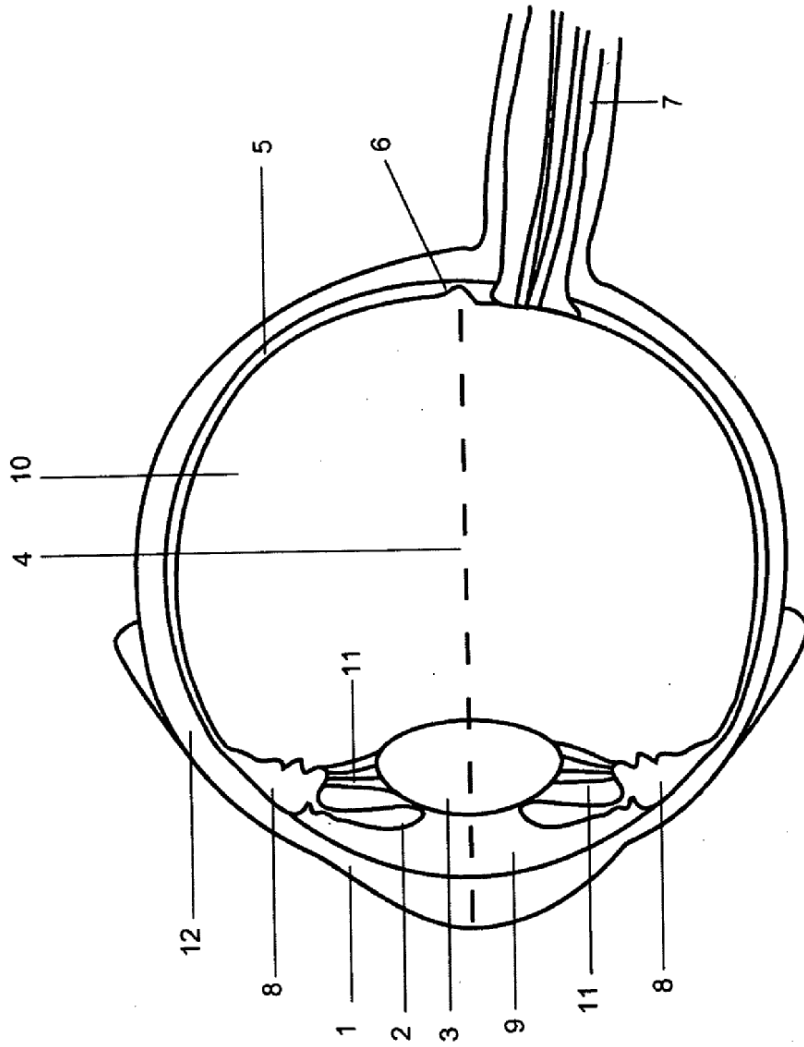
6. El sistema (100) según la reivindicación 1, en el que el haz de láser (50) emitido tiene un diámetro de entre 4 a 100 micrómetros.

7. El sistema (100) según la reivindicación 1, en el que el haz de láser (50) tiene un diámetro de aproximadamente 4 a 20 micrómetros.

8. El sistema (100) según la reivindicación 1, en el que el medio de exploración (110) es un sistema de exploración por tomografía de coherencia óptica, incluyendo el sistema de tomografía de coherencia óptica (TCO) que incluye la obtención de imágenes por ultrasonidos, la obtención de imágenes por resonancia magnética, la radiación electromagnética basada en un aparato de obtención de imágenes tomográfico o fotónico.

9. El sistema (100) según la reivindicación 1, en el que al menos uno del primer (32) y del segundo (34) espejos está adaptado de manera que pivota en el tubo de brazo articulado (30) para cambiar el ángulo ( $\alpha$ ) del haz de láser (50) oblicuo con respecto al eje central (X-X) de la fuente emisora de láser.

10. El sistema (100) según la reivindicación 1, en el que el primer (32) y el segundo (34) espejos están adaptados de manera que pivotan.



Anterior -----> Posterior

**Fig.1 (Técnica anterior)**



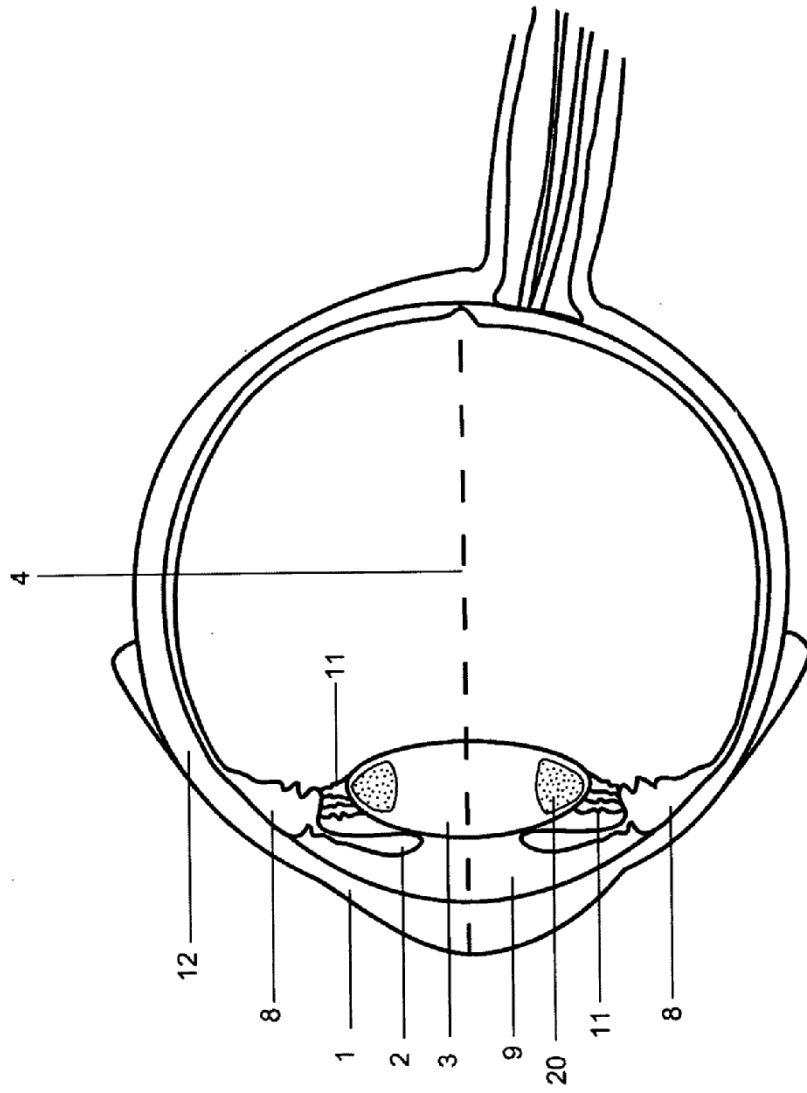


Fig.2

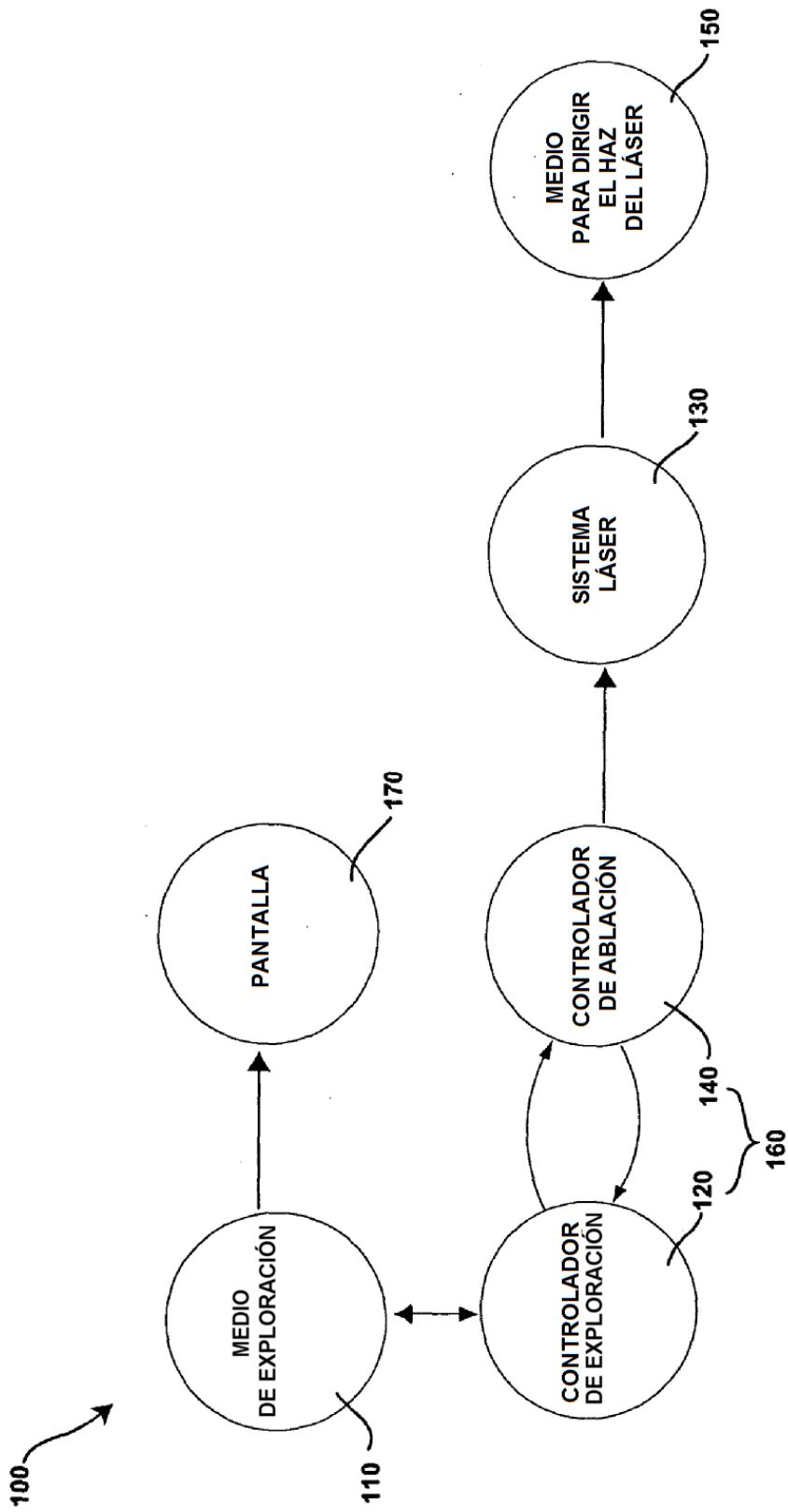


Fig.3

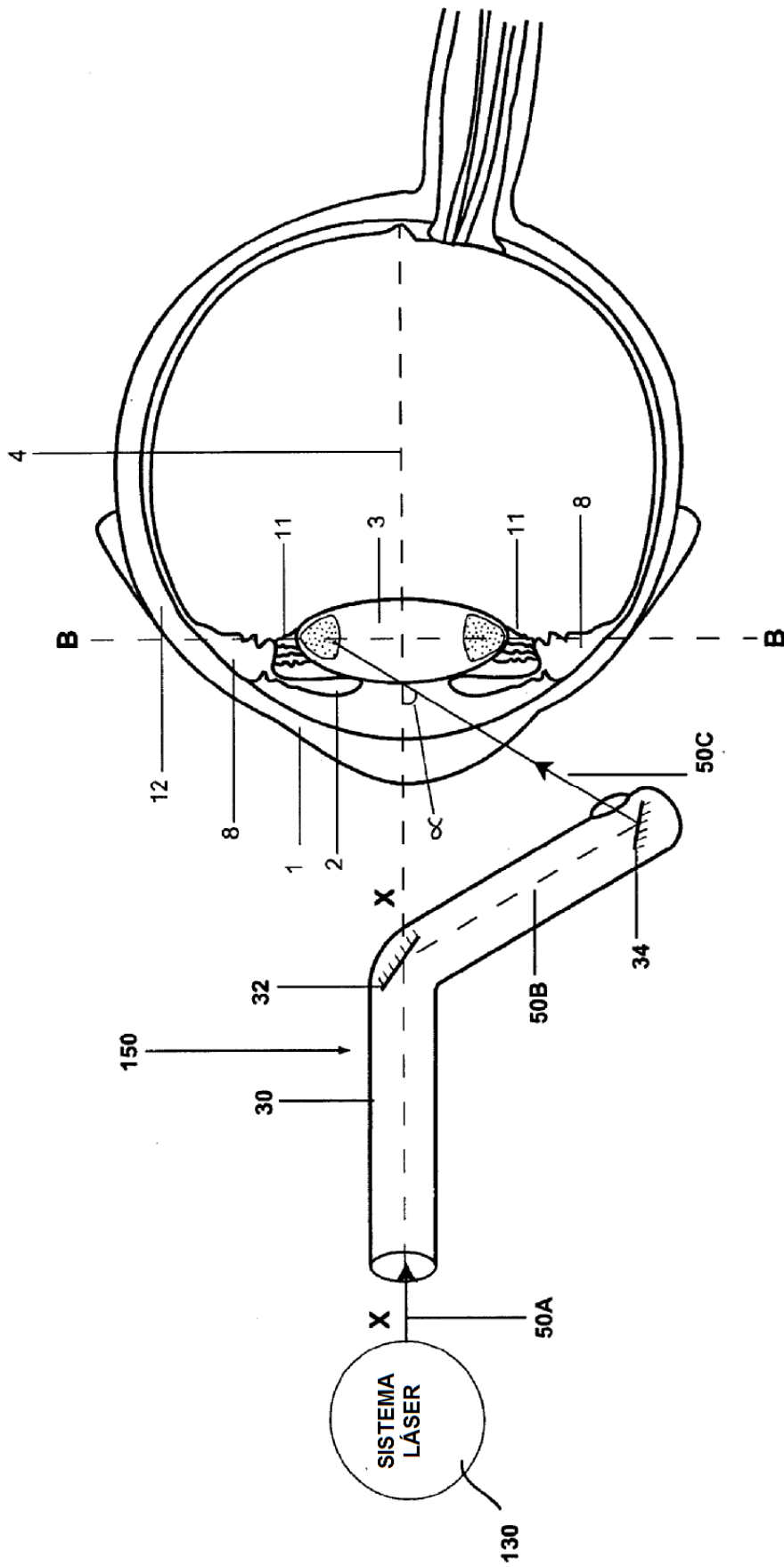
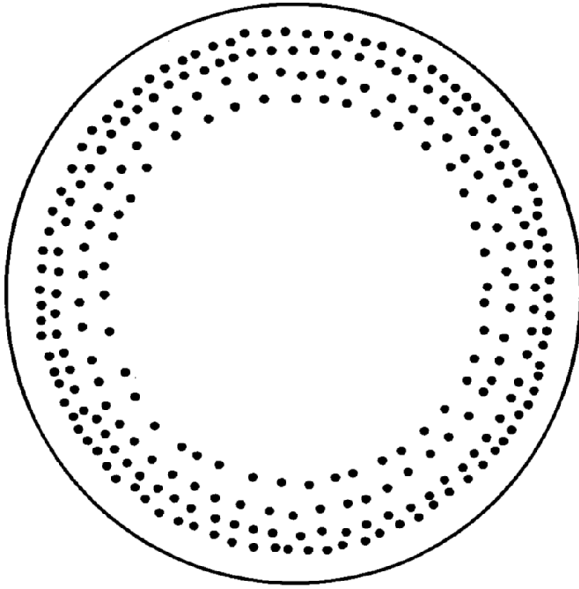
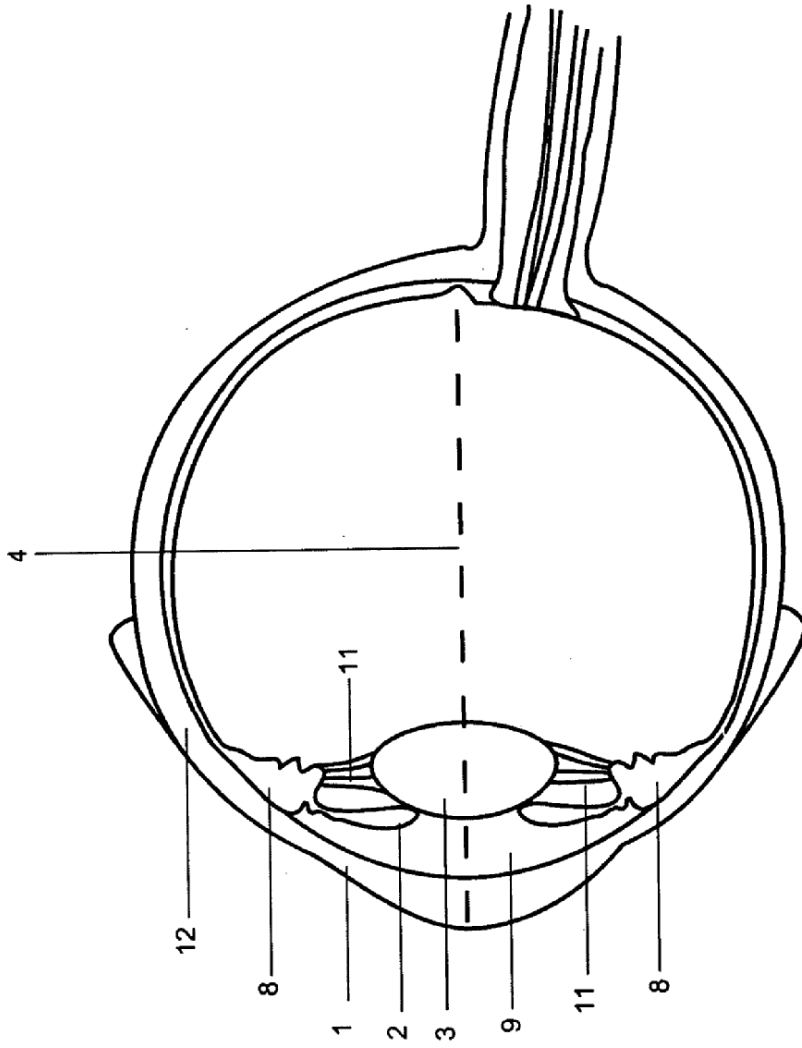


Fig.4



**Sección B-B**

**Fig.5**



**Fig.6**