

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 623 552**

51 Int. Cl.:

A61F 9/008 (2006.01)

A61B 34/10 (2006.01)

A61B 18/20 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **02.08.2012 PCT/US2012/049402**

87 Fecha y número de publicación internacional: **07.02.2013 WO13019998**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **02.08.2012 E 12820210 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.03.2017 EP 2739229**

54 Título: **Optimización de terapia láser**

30 Prioridad:

02.08.2011 US 201161514419 P

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

11.07.2017

73 Titular/es:

**TOPCON MEDICAL LASER SYSTEMS, INC.
(100.0%)
3130 Coronado Drive
Santa Clara, CA 95054, US**

72 Inventor/es:

PALANKER, DANIEL, V.

74 Agente/Representante:

DURÁN MOYA, Carlos

ES 2 623 552 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

Optimización de terapia láser

5 ANTECEDENTES

1. Sector técnico

10 Esta memoria se refiere, en general, a tratamientos oculares con láser y, más específicamente, a la optimización de la terapia fototérmica del ojo.

2. Técnica relacionada

15 Cada año, miles de pacientes en los Estados Unidos y en otros países son sometidos a tratamientos intervencionistas del ojo basados en láser. Dichos tratamientos involucran habitualmente la aplicación de energía láser en forma de un haz de tratamiento con láser que tiene una potencia controlada y una duración controlada, a estructuras de tejido localizadas, para crear lesiones visibles o por debajo del espectro visible. Estos tratamientos pueden ser utilizados para tratar problemas clínicos, tales como retinopatía diabética, edema macular diabético, enfermedad neovascular, degeneración macular relacionada con la edad, glaucoma, pérdida vascular retiniana provocada por factores angiogénicos producidos en respuesta a inflamación retinal e isquemia, o similares.

Se describe un dispositivo láser a modo de ejemplo en el documento WO 2008/060500.

25 Un tratamiento convencional basado en láser que puede ser utilizado para tratar el ojo es la fotocoagulación retiniana, que se puede llevar a cabo habitualmente con un láser de 514 ó 532 nm utilizando duraciones de exposición de 50 a 200 ms y tamaños de punto comprendidos entre 100 y 500 μm . Las primeras técnicas de fotocoagulación retiniana incluían la aplicación de lesiones retinianas relativamente intensas, teniendo como resultado daños térmicos que se extendían de manera no deseable a la retina interna. Las técnicas más recientes de fotocoagulación retiniana incluyen la aplicación de lesiones moderadas para limitar los daños a la capa de células ganglionares y la capa de fibras nerviosas del ojo. Más recientemente, se ha desarrollado una técnica de fotocoagulación retiniana que incluye la aplicación de patrones de múltiples puntos sobre el ojo utilizando un láser de barrido. Estas aplicaciones de puntos con patrón se pueden aplicar con duraciones de los pulsos más cortas, en el intervalo de 10 a 30 ms. Dado que se reduce la difusión de calor debido al menor tiempo de exposición, estas lesiones tienden a ser más leves y más pequeñas que sus equivalentes de un solo punto.

35 Utilizando cualquiera de las técnicas de tratamiento con láser descritas anteriormente, los médicos pueden tratar el ojo de un paciente utilizando múltiples aplicaciones de haz de tratamiento con láser para formar múltiples lesiones en la parte deseada del ojo. Por ejemplo, los médicos aplican actualmente una única aplicación del haz de tratamiento con láser al ojo del paciente, y observan la lesión resultante. El médico puede aplicar a continuación otra aplicación del haz de tratamiento con láser en una posición cerca de la lesión generada anteriormente. Habitualmente, la posición de la siguiente aplicación del haz de tratamiento con láser es determinada por el médico, y la distancia entre aplicaciones sucesivas del haz de tratamiento con láser corresponde a una determinada fracción del diámetro de la lesión. De este modo, el médico puede generar un patrón de múltiples lesiones en el área de tratamiento deseada del ojo del paciente.

45 Aunque esta técnica puede ser utilizada para tratar de manera efectiva un paciente utilizando un haz de tratamiento con láser de un solo punto que genere lesiones visibles, no puede ser utilizada para tratar a un paciente utilizando un haz de tratamiento con láser que genere lesiones por debajo del espectro visible, dado que el médico no podría posicionar el haz de tratamiento con láser en base a una lesión formada anteriormente que esté por debajo del espectro visible. Además, esta técnica no puede ser utilizada para tratar a un paciente utilizando un haz de tratamiento con láser con patrón, dado que el patrón se debería determinar antes de la aplicación del haz de tratamiento con láser con patrón.

55 **Características**

Se dan a conocer sistemas para la optimización del tratamiento con láser de un ojo. El proceso a modo de ejemplo puede incluir la recepción de un conjunto de parámetros de un haz de tratamiento con láser (por ejemplo, tamaño del haz aéreo, lente de contacto, duración del pulso y categoría clínica deseada), determinar el tamaño estimado de la lesión a generar por el haz de tratamiento con láser, recibir una densidad deseada del patrón de lesiones (por ejemplo, retícula completa, retícula suave u otras) y determinar un patrón recomendado de puntos del haz de tratamiento con láser. El patrón recomendado de puntos del haz de tratamiento con láser puede incluir el número recomendado de puntos de tratamiento con láser, su densidad y la separación entre los puntos.

65 El proceso puede incluir además obtener datos de referencia que comprenden pares de conjuntos de parámetros de tratamiento con láser y tamaños de lesión estimados. En algunos ejemplos, los datos de referencia pueden ser obtenidos midiendo la anchura de la zona coagulada en el ojo para un amplio intervalo de parámetros láser, tales

como diferentes tamaños del haz en el ojo, duraciones de los pulsos y categorías clínicas, representando un intervalo de configuraciones láser aplicables en fotocoagulación. Los datos de la medición y los datos asociados se pueden almacenar en una base de datos de referencia.

5 El proceso puede incluir además consultar la base de datos de referencia utilizando un conjunto de parámetros del haz de tratamiento con láser. En base a la consulta de la base de datos de referencia, se puede determinar el patrón recomendado de puntos del haz de tratamiento con láser. Si los parámetros recibidos no coinciden directamente con los almacenados en la base de datos de referencia, el proceso puede incluir interpolar el tamaño estimado de la lesión en base a los valores medidos almacenados en la base de datos.

10

La invención está definida en las reivindicaciones. Las demás realizaciones son tan sólo a modo de ejemplo.

Breve descripción de los dibujos

15 La figura 1 muestra procesos a modo de ejemplo para determinar un patrón recomendado de puntos del haz de tratamiento con láser.

La figura 2 muestra vistas de lesiones agudas a modo de ejemplo, formadas mediante haces de tratamiento con láser que tienen parámetros variables de tratamiento con láser.

20

La figura 3 muestra un patrón a modo de ejemplo de puntos del haz de tratamiento con láser, que puede ser generado utilizando el proceso de la figura 1.

25

La figura 4 muestra un sistema de tratamiento con láser a modo de ejemplo, que puede ser utilizado para llevar a cabo el proceso mostrado en la figura 1.

La figura 5 muestra un sistema de tratamiento con láser a modo de ejemplo para la administración de lesiones visibles o por debajo del espectro visible.

30 Descripción detallada

En la siguiente descripción de la invención y los ejemplos se hace referencia a los dibujos adjuntos, en los que se muestran a modo de de ilustración ejemplos específicos que se pueden poner en práctica. Se debe entender que se pueden poner en práctica otros ejemplos y se pueden realizar cambios estructurales sin apartarse del alcance de la invención.

35

Tal como se ha descrito anteriormente, los sistemas de tratamiento con láser se utilizan normalmente para administrar energía láser a partes localizadas del ojo con el fin de crear lesiones o de aumentar la temperatura del ojo en posiciones deseadas. Los sistemas y procesos descritos en la presente memoria pueden ser utilizados para proporcionar a un usuario un patrón recomendado de puntos de un haz de tratamiento con láser (por ejemplo, incluyendo el número y la separación de las aplicaciones del haz de tratamiento con láser) que puede ser aplicado al ojo de un paciente en base a parámetros proporcionados por el usuario.

40

La figura 1 muestra un proceso -100- a modo de ejemplo que puede ser llevado a cabo mediante un sistema de tratamiento con láser para determinar un patrón recomendado de puntos de un haz de tratamiento con láser, en base a un conjunto de parámetros de tratamiento con láser. En el bloque -101-, se pueden obtener datos de referencia. Los datos de referencia pueden incluir uno o varios conjuntos de parámetros de tratamiento con láser y tamaños de lesión asociados. En un ejemplo, los datos de referencia se pueden obtener aplicando a un ojo haces de tratamiento con láser que tienen parámetros variables, y observando la lesión visible resultante, la lesión por debajo del espectro visible o los cambios de temperatura provocados por los diversos haces de tratamiento con láser. Por ejemplo, utilizando tomografía de coherencia óptica (OCT, optical coherence tomography), fotografía del fondo ocular o similares, se pueden medir los tamaños de la zona de coagulación generada utilizando diversas configuraciones de láser. La figura 2 muestra vistas como ejemplo de OCT y fundoscópicas de lesiones agudas (generadas utilizando un tamaño del haz aéreo de 400 μm) que tienen anchuras de zona coagulada -201- provocadas por la aplicación de un haz de tratamiento con láser con (A) una duración de exposición al láser de 100 ms, que tiene como resultado una lesión de categoría moderada; (B) una duración de exposición al láser de 20 ms, que tiene como resultado una lesión de categoría moderada; (C) una duración de exposición al láser de 20 ms, que tiene como resultado una lesión de categoría leve; y (D) una duración de exposición al láser de 20 ms, que tiene como resultado una lesión de categoría apenas perceptible.

50

55

60

Los parámetros del tratamiento con láser y los datos asociados con las lesiones resultantes pueden ser almacenados en una base de datos de referencia multidimensional. La base de datos de referencia puede ser utilizada posteriormente para predecir el tamaño de lesión para diversas configuraciones del láser en base a referencia directa a la base de datos, o bien a interpolación. La tabla 1, mostrada a continuación, muestra datos de referencia como ejemplo que pueden ser almacenados en la base de datos de referencia. La tabla 1 muestra la relación entre el tamaño del haz aéreo, la duración de los pulsos y la categoría clínica deseada de la lesión. Aunque

65

se facilitan valores específicos, se comprenderá que pueden ser utilizados otros valores en base a los datos obtenidos en el bloque -101-.

Tabla 1. Relación entre la anchura de la lesión, el tamaño del haz aéreo, las duraciones de los pulsos y las categorías clínicas.

haz en el aire	haz en la retina	moderada		leve		apenas perceptible	
		100 ms	20 ms	100 ms	20 ms	100 ms	20 ms
100 μm	94 μm	3,81 $\pm 0,98$	2,50 $\pm 0,30$		2,08 $\pm 0,24$		
200 μm	188 μm	2,08 $\pm 0,22$	1,49 $\pm 0,09$		1,24 $\pm 0,08$		0,93 $\pm 0,08$
400 μm	376 μm	1,39 $\pm 0,08$	1,15 $\pm 0,07$	1,19 $\pm 0,11$	0,99 $\pm 0,09$	0,99 $\pm 0,08$	0,74 $\pm 0,12$

Se debe comprender que la base de datos de referencia puede almacenar los datos de referencia de diferentes maneras. En un ejemplo, la base de datos de referencia puede incluir cada par de conjuntos de parámetros de tratamiento con láser y los tamaños de lesión resultantes. En otro ejemplo, los tamaños de lesión promedio se pueden almacenar asociados con un conjunto de parámetros de tratamiento con láser. En otro ejemplo más, se puede generar un modelo matemático en base a los datos de referencia almacenados en la base de datos de referencia.

En el bloque -103-, se puede recibir un conjunto de parámetros de tratamiento con láser. En algunos ejemplos, el conjunto de parámetros puede incluir uno o varios del tamaño del haz aéreo, especificaciones de la lente de contacto (por ejemplo, tipo de lente de contacto, factor de aumento de la lente de contacto o similares), duración de los pulsos y categoría clínica de la lesión deseada. Por ejemplo, el sistema puede recibir un conjunto de parámetros de tratamiento con láser (por ejemplo, el tamaño del haz aéreo, las especificaciones de la lente de contacto, la duración de los pulsos y la categoría clínica de la lesión deseada) de un médico o de otro usuario del sistema.

En el bloque -105-, se puede recibir la densidad del tratamiento con patrón de lesiones (o la separación deseada entre las lesiones). Por ejemplo, el sistema puede recibir del médico o de otro usuario la densidad deseada del tratamiento con patrón de lesiones.

En el bloque -107-, el sistema puede determinar un patrón recomendado de puntos del haz de tratamiento con láser, en el que los puntos del haz de tratamiento con láser están dispuestos para generar la densidad del patrón de lesiones recibida en el bloque -105-. En algunos ejemplos, la determinación de un patrón recomendado de puntos del haz de tratamiento con láser puede incluir determinar una serie de puntos del haz de tratamiento con láser a aplicar, y la separación entre los puntos del haz de tratamiento con láser. En algunos ejemplos, para determinar el número de puntos del haz de tratamiento con láser y la separación entre los puntos del haz de tratamiento con láser, el sistema puede determinar el tamaño de lesión esperado, en base al conjunto de parámetros del tratamiento con láser recibido en el bloque -103- (por ejemplo, tamaño del haz aéreo, especificaciones de la lente de contacto, duración de los pulsos y categoría clínica de la lesión deseada) y a los datos de referencia almacenados en la base de datos de referencia. Por ejemplo, el sistema puede identificar un punto de datos que incluye los valores paramétricos idénticos a los recibidos en el bloque -103- (por ejemplo, una entrada de datos de referencia que tiene el mismo conjunto de parámetros de tratamiento con láser) y emitir el tamaño de lesión correspondiente. Sin embargo, si no existe una coincidencia exacta entre los valores paramétricos recibidos en el bloque -103- y los datos de referencia almacenados en la base de datos de referencia, el sistema puede interpolar el tamaño de lesión estimado en base a los datos de referencia. Por ejemplo, se puede generar un modelo matemático en base a los datos de referencia y éste puede ser utilizado para llevar a cabo una interpolación lineal o no lineal.

El sistema puede determinar a continuación un número recomendado de puntos del haz de tratamiento con láser a administrar y la separación entre los puntos en el patrón de tratamiento, con el fin de coagular una cierta área de la retina (u otra parte del ojo). Se facilita a continuación una descripción más detallada de la determinación llevada a cabo en el bloque -107-, haciendo referencia a la figura 3.

Aunque el proceso -100- incluye bloques mostrados en un orden determinado, se debe considerar que los bloques se pueden llevar a cabo en cualquier orden. Además, el proceso -100- puede incluir la totalidad o un subconjunto de los bloques mostrados en la figura 1. Por ejemplo, el bloque -101- puede no llevarse a cabo si ya se ha generado la base de datos de referencia. Así que, la base de datos de referencia existente puede ser utilizada para llevar a cabo los bloques -103-, -105- y -107-.

La figura 3 muestra un patrón a modo de ejemplo de cuatro puntos de láser, que puede ser generado o recomendado utilizando el proceso -100-, en que P es el periodo del patrón de láser, D_L es el diámetro del punto de láser en la retina, D_R es el diámetro de la lesión, S_L es la separación relativa entre puntos de láser (borde a borde, en unidades de diámetro del haz) y S_R es la separación relativa resultante entre las lesiones (en unidades del diámetro de las lesiones).

En algunos ejemplos, el tratamiento de fotocoagulación pan-retiniana (PRP, pan retinal photocoagulation) con dispersión completa puede incluir separar las lesiones en la mitad del diámetro de lesión D_R y un tratamiento PRP de dispersión suave puede incluir separar las lesiones en un diámetro de lesión D_R . La fracción del área coagulada en la retina se determina mediante la relación del área de una lesión ($\pi D_R^2/4$) con respecto al área de un período en el patrón (P^2): $F = \pi D_R^2/4P^2$. Dado que $P = D_R(1+S_R)$, se tiene que $F = \pi/4(1+S_R)^2$. Por ejemplo, la dispersión suave ($S_R=1$) implica la coagulación de aproximadamente el 20 % de la retina, mientras que la dispersión completa ($S_R = 0,5$) implica la coagulación de hasta el 34 % de la retina en la zona de tratamiento.

Para determinar una aplicación de patrón semi-automatizada, la separación entre los puntos de láser (S_L) se puede relacionar con la separación resultante entre las lesiones (S_R). El periodo del patrón se puede expresar como una función de ambos parámetros: $P = D_R(1 +S_R) = D_L(1 +S_L)$. Relacionar el tamaño de lesión resultante con el diámetro del haz: $D_R = D_L \cdot g$ (el coeficiente g es función de la categoría de la lesión, la duración de los pulsos y el tamaño del haz aéreo, que se muestra para algunos parámetros en la tabla 1), permite expresar la separación entre los puntos de láser como sigue: $S_L=g(1+S_R)-1$. Por ejemplo, para lesiones de categoría leve generadas utilizando una duración de pulsos de 20 ms de un haz de tratamiento con láser que tiene una anchura de haz aéreo de 400 μm , g puede tener un valor cercano a 1. Por lo tanto, la separación del haz puede ser igual, o casi igual a la separación de lesiones resultante. En otro ejemplo que utiliza lesiones apenas perceptibles ($g = 0,74$), la separación de las lesiones puede ser mucho más ajustada. Si se tiene que coagular un área comparable, se puede utilizar $S_L = 0,11$ en lugar de 0,5 del diámetro para la dispersión completa, y $S_L = 0,48$ en lugar de 1 para dispersión suave.

Si se utiliza una lente de contacto, el tamaño del haz se puede dimensionar inversamente al factor de aumento de la lente. Por ejemplo, si la lente aumenta la imagen en un factor de dos, entonces el tamaño del haz sobre la retina se disminuye en la misma magnitud. La tabla 2 mostrada a continuación enumera factores de aumento de la imagen de ejemplo y sus inversos (por ejemplo, el factor de aumento del haz (L)) para algunas lentes de contacto comunes. Teniendo en cuenta el aumento del tamaño del haz mediante un factor de aumento del haz L (ver la tabla 2), $D_L=L \cdot D$, en que D es el diámetro del haz de láser en el aire: $P = L \cdot D \cdot (1+S_L)$, el número total de lesiones requeridas se puede calcular dividiendo el área total del área objetivo del tratamiento S_{ret} por el área de un periodo unitario (P^2): $N = S_{ret}/ P^2 = S_{ret}/(L \cdot D \cdot (1+S_L))^2$. Con un diámetro medio del ojo de 22 mm, el área posterior al ecuador $S_{ret}= 760 \text{ mm}^2$ (el área retiniana total es de aproximadamente 1.050 mm^2 , pero la parte anterior al ecuador es solamente accesible con facilidad con un endoscopio, o una depresión escleral). No obstante, pueden ser utilizados otros valores de S_{ret} y pueden corresponder a cualquier área objetivo de tratamiento deseada del ojo. Por lo tanto, el número total de lesiones N se puede calcular como una función del diámetro del haz en el aire D (en mm), el factor de aumento de la lente L , el factor de la categoría de la lesión g y el factor de separación de lesiones deseado S_R , tal como sigue: $N = 760/(L \cdot D \cdot g \cdot (1+S_R))^2$.

Tabla 2. Lista de lentes de contacto ocular y sus aumentos en un ojo humano.

Lente	Aumento de la imagen	Aumento del haz de láser
Ocular Mainster Std	0,95	1,05
Láser del fondo ocular	0,93	1,08
Ocular Karichoff Laser	0,93	1,08
Ocular 3 Mirror Univ,	0,93	1,08
Ocular Mainster Wide	0,67	1,50
Ocular Mainster Ultra	0,53	1,90
Ocular Mainster 165	0,51	1,96
Rodenstock Panfundoscope	0,67	1,50
Volk G-3 Gonio	1,06	0,94
Volk Area Centralis	1,06	0,94
Volk TransEquator	0,69	1,44
Volk SuperQuad 160	0,5	2,00
Volk QuadrAspheric	0,51	1,97
Volk HRWF	0,5	2,00
Goldmann 3 mirror	1,00	1,00

Por ejemplo, con un haz en el aire de $D = 200 \mu\text{m}$ (0,2 mm) y un aumento de la lente de $L=2$ (Volk SuperQuad 160), el tamaño del haz será de $D_L= 400 \mu\text{m}$. Dado que para lesiones leves de 20 ms, $g \approx 1$, éstas tendrán el mismo diámetro $D_R=g \cdot D_L= 400 \mu\text{m}$. La dispersión completa ($S_R = 0,5$) tendrá un periodo $P = D_R(1+S_R) = 600 \mu\text{m}$, y por lo tanto el número de lesiones será de $N = S_{ret}/ P^2= 760 / 0,36 = 2.111$. Con lesiones apenas perceptibles ($g = 0,74$), el número total para una dispersión completa sería de $N = 3.855$. Con el mismo diámetro del haz, el número correspondiente de lesiones moderadas de 20 ms ($g = 1,15$) para una dispersión completa es de $N=1.596$. Con las lesiones moderadas de 100 ms ($g = 1,39$), la misma área se cubre mediante 1.093 puntos.

En algunos ejemplos, el tamaño del área objetivo del tratamiento del ojo puede ser recibido desde el usuario antes de que se lleve a cabo el bloque -107-. Por ejemplo, un médico puede introducir un área de tratamiento deseada, y el sistema, utilizando los procesos y ecuaciones descritas anteriormente, puede devolver un patrón de puntos del

5 haz de tratamiento con láser especificando el número de puntos de tratamiento con láser y la separación entre los puntos que formarán lesiones dentro del área de tratamiento deseada y que tienen la densidad deseada del patrón de lesiones. De este modo, el médico tiene que proporcionar solamente el conjunto de parámetros de tratamiento con láser, el área de tratamiento deseada y la densidad deseada del patrón de lesiones. En base a esta información, el sistema puede recomendar un patrón de puntos del haz de tratamiento con láser para su aplicación por el médico al área objetivo del tratamiento.

10 La utilización del proceso -100- para determinar un patrón recomendado de puntos del haz de tratamiento con láser antes de la aplicación del haz de tratamiento con láser permite a un usuario aplicar adecuadamente múltiples aplicaciones de haz de tratamiento con láser para crear lesiones en el área de tratamiento deseada. Esto proporciona una mejora sobre la fotocoagulación convencional de un solo punto (sin patrón), en la que habitualmente el médico u otro usuario observa la lesión producida por la exposición anterior y sitúa el siguiente pulso a una distancia correspondiente a una determinada fracción del diámetro de la lesión. En particular, si se forman lesiones por debajo del espectro visible, el médico u otro usuario no podría situar el siguiente pulso basándose en la lesión por debajo del espectro visible formada anteriormente. Sin embargo, la utilización del proceso -100- permitiría a un usuario formar el patrón de lesiones deseado, dado que esto no depende de posicionar un pulso posterior en base a una lesión visible formada anteriormente. Por lo tanto, en algunos ejemplos, la base de datos de referencia puede incluir datos asociados con lesiones por debajo del espectro visible observadas utilizando modalidades de formación de imágenes, tales como OCT. Esto puede tener como resultado una separación apropiada de las lesiones por debajo del espectro visible, que no sería posible utilizando técnicas convencionales.

25 Además, utilizando técnicas de fotocoagulación convencionales, no es posible administrar un haz de tratamiento con láser con patrón dado que es necesario determinar el patrón completo antes de la aplicación del láser con patrón. Por lo tanto, el proceso -100- permite ventajosamente a un usuario ajustar adecuadamente la separación de puntos por adelantado, dado que las lesiones pueden ser mayores o menores que los puntos de láser, dependiendo de la configuración.

30 En algunos ejemplos, la base de datos de referencia puede además ser actualizada y ajustada para reflejar preferencias personales del médico o del usuario. Por ejemplo, el proceso de definir la categoría clínica de una lesión (intensa, leve, apenas perceptible, etc.) es subjetivo en parte, y los médicos pueden tener baremos ligeramente variables. El usuario del sistema puede medir las lesiones (de manera oftalmoscópica, o con OCT u otra modalidad de formación de imágenes) que se producen en diversas categorías clínicas, y almacenar los valores en una base de datos, personalizando de ese modo su práctica.

35 La figura 4 muestra un sistema -400- a modo de ejemplo que puede ser utilizado para llevar a cabo el proceso -100-. El sistema -400- puede incluir una base de datos de referencia -403- para almacenar datos de referencia obtenidos en el bloque -101- del proceso -100-. El sistema -400- puede incluir además un procesador de propósito general o especializado -405- acoplado para recibir del usuario -401- el conjunto de parámetros del tratamiento con láser (por ejemplo, el tamaño del haz aéreo, las especificaciones de la lente de contacto, la duración de los pulsos y la categoría clínica de la lesión deseada) en el bloque -103- del proceso -100-. El procesador -405- puede además recibir del usuario -401- una densidad deseada del patrón de lesiones (o la separación deseada entre las lesiones) en el bloque -105-. El procesador -405- se puede además acoplar a una base de datos de consulta -403- utilizando los parámetros recibidos del tratamiento con láser (por ejemplo, el tamaño del haz aéreo, las especificaciones de la lente de contacto, la duración de los pulsos y la categoría clínica de la lesión deseada) y puede estar acoplado para recibir datos de referencia que incluyen la relación entre los parámetros del tratamiento con láser y el tamaño de la lesión resultante. En base a una comparación directa o a una interpolación de los parámetros recibidos del tratamiento con láser con los datos de referencia procedentes de la base de datos -403-, el procesador -405- puede determinar el número recomendado de puntos del haz de tratamiento con láser a aplicar, y la separación entre los puntos del haz de tratamiento con láser. El número recomendado determinado de puntos del haz de tratamiento con láser y la separación entre puntos se pueden proporcionar al usuario -401- (por ejemplo, por medio de una pantalla incluida dentro del sistema -400-). El número recomendado determinado de puntos del haz de tratamiento con láser y la separación entre puntos también pueden ser proporcionados al sistema -405- de administración de láser, manualmente por el usuario -401- o automáticamente desde el procesador -405-. El procesador -405- puede determinar el número recomendado de puntos del haz de tratamiento con láser en base a estándares predefinidos para el área coagulada total (por ejemplo, recibida del usuario -401- o de otra fuente). Por ejemplo, un estándar se podría definir como el área coagulada equivalente a una duración de pulsos de 100 ms con tratamiento de dispersión completa, de categoría moderada.

60 Aunque no se muestra, el sistema -400- puede incluir además un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador, para proporcionar instrucciones al procesador -405- para su ejecución. Por ejemplo, el medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador puede incluir instrucciones para llevar a cabo el proceso -100- descrito anteriormente. Dichas instrucciones, denominadas en general "código de programa informático" (que pueden estar agrupadas en forma de programas informáticos u otros agrupamientos), cuando se ejecutan, permiten que el procesador lleve a cabo características o funciones de realizaciones de los aparatos y procesos descritos en la presente memoria. En algunos ejemplos, el medio de almacenamiento legible por ordenador puede incluir una memoria principal, tal como una memoria de acceso aleatorio (RAM, random access memory) u otra memoria

dinámica, para almacenar información e instrucciones a ejecutar por el procesador. La memoria principal puede ser utilizada asimismo para almacenar temporalmente variables u otra información intermedia, durante la ejecución de las instrucciones a ejecutar por el procesador. El medio de almacenamiento legible por ordenador puede incluir análogamente una memoria de sólo lectura ("ROM", read-only memory) u otro dispositivo de almacenamiento estático, acoplado para almacenar información estática e instrucciones para el procesador.

La figura 5 muestra un sistema -500- de administración de láser a modo de ejemplo, que puede ser utilizado como el sistema -405- de administración de láser del sistema -400-. El sistema -500- puede incluir una fuente de láser -501- configurada para transmitir un único haz de láser. En algunas realizaciones, la fuente de láser -501- puede incluir un láser de argón, un láser de criptón, un diodo láser, un láser de Nd-YAG o cualquier otro láser de onda pulsada o continua, adecuado para terapia ocular. El haz generado por la fuente de láser -501- puede ser continuo o pulsado con una duración desde aproximadamente 1 ms hasta aproximadamente 1 segundo, puede tener una potencia desde aproximadamente 30 mW hasta aproximadamente 2 W, puede tener un diámetro desde aproximadamente 50 μm hasta aproximadamente 500 μm (por ejemplo, de aproximadamente 60 μm o aproximadamente 400 μm) y puede tener una longitud de onda en el espectro visible (por ejemplo, de 532 nm, 561 nm, 577 nm, 647 nm, 659 nm ó 670 nm) o una longitud de onda en el espectro no visible (por ejemplo, de 810 nm). Sin embargo, se considerará que puede ser utilizada una fuente de láser -501- que produzca un haz de energía de láser con otras características.

El sistema -500- puede incluir además un hardware opcional -507- para manipular el haz de láser generado por la fuente de láser -501-. En algunas realizaciones, el hardware óptico -507- puede incluir un selector del tamaño de los puntos (no mostrado) para ajustar el "tamaño de los puntos" del haz de láser administrado al paciente. El "tamaño de los puntos" de un haz se refiere al tamaño o al diámetro del haz de láser. El selector del tamaño de los puntos puede incluir óptica de cambio continuo del aumento, una torreta giratoria de ópticas con diferentes aumentos o cualquier otra disposición óptica utilizada para cambiar el aumento, conocida por los expertos en la materia. El selector del tamaño de los puntos puede ser configurado para recibir el único haz de láser de la fuente de láser -501- y ajustar selectivamente el tamaño de dicho único haz de láser variando el aumento seleccionado. El único haz de láser puede apuntar al selector del tamaño de los puntos, se puede dirigir al selector del tamaño de los puntos por medio de una fibra óptica o se puede dirigir al selector del tamaño de los puntos desde una fuente de láser en el espacio libre con óptica de retransmisión o de colimación.

En algunas realizaciones, el hardware óptico -507- puede incluir, adicional o alternativamente, hardware de barrido que utiliza el único haz de láser de la fuente de láser -501- para generar un único haz de láser o un haz de láser con patrón. En algunas realizaciones, el hardware de barrido puede incluir una lente de colimación (no mostrada), un primer y un segundo dispositivos de barrido (no mostrados), tales como galvanómetros, dispositivos MEMS, polígonos giratorios o similares, y un conjunto opcional de lentes de retransmisión (no mostradas) que separan el primer y el segundo dispositivos de barrido. La lente de colimación puede estar configurada para recibir el haz de láser. La salida de la lente de colimación puede ser un haz colimado que puede ser dirigido a un primer dispositivo de barrido, tal como un galvanómetro, un dispositivo MEMS, un polígono giratorio o similares. La posición del primer dispositivo de barrido puede ser controlada con precisión utilizando un sistema de control informatizado (por ejemplo, el controlador -503-) para dirigir el haz colimado a un segundo dispositivo de barrido, tal como un segundo galvanómetro, un dispositivo MEMS, un polígono giratorio o similar. El segundo dispositivo de barrido puede estar configurado para responder al sistema de control informatizado (por ejemplo, el controlador -503-) a efectos de ajustar el haz colimado en una dirección ortogonal a la dirección de ajuste del primer dispositivo de barrido. En otras palabras, el par de dispositivos de barrido puede ser utilizado para ajustar la posición cartesiana X-Y del haz de tratamiento. En algunos ejemplos, esto se puede realizar para desplazar un único haz de tratamiento en relación con el ojo -511- del paciente. En otros ejemplos, los dispositivos de barrido se pueden sincronizar con los pulsos generados por la fuente de láser -501- y alternar cíclicamente a través de varias posiciones, de una manera relativamente rápida para producir un efecto de formación de patrón. En el sistema representado, el haz saliente de hardware óptico -507- puede ser dirigido al ojo -511- del paciente. El haz de tratamiento puede ser administrado al ojo -511- del paciente utilizando cualquier dispositivo de administración conocido, tal como una lámpara de hendidura, un oftalmoscopio indirecto de láser montado en un cabezal, una endosonda manual de láser, o similar.

El sistema -500- puede incluir además un controlador -503- para controlar la fuente de láser -501- (por ejemplo, duración de los pulsos, potencia, longitud de onda, etc.) y componentes de hardware óptico -507-. El controlador -503- puede incluir un procesador de propósito general o especializado, configurado para controlar los diversos componentes del sistema -500-. El controlador -503- puede estar acoplado para recibir del usuario -401- o del procesador -405- el número recomendado de puntos del haz de tratamiento con láser y la separación entre puntos, y controlar por consiguiente los componentes del sistema -500-. En algunas realizaciones, el sistema -500- puede incluir además una base de datos -505- para almacenar instrucciones para el controlador -503-, configuraciones para la fuente de láser -501- y/o cualesquiera otros datos asociados con el sistema -500-.

El sistema -500- puede incluir además una interfaz de usuario -509- para permitir a un operador ajustar las diversas configuraciones del sistema -500-. En algunas realizaciones, la interfaz de usuario -509- puede incluir un botón de mando, un control deslizante, una pantalla táctil, un teclado, una pantalla o cualquier otro componente de interfaz, o combinaciones de los mismos, para permitir al operador interactuar con el sistema -500-.

5 Aunque en las figuras 4 y 5 se muestran componentes específicos, se comprenderá que los sistemas -400- y -500- pueden incluir además otros componentes conocidos por los expertos en la materia, tales como dispositivos de seguridad, hardware para dirigir el haz de tratamiento con láser, o similares. Además, aunque los sistemas -400- y -500- se muestran como siendo independientes, parte o la totalidad de los componentes de estos sistemas se pueden combinar en un único sistema. Adicionalmente, algunos componentes se pueden separar o combinar en una sola unidad. Por ejemplo, en algunos ejemplos, el mismo procesador de propósito general o especializado puede ser utilizado como el procesador -405- y el controlador -503-.

10 Se deberá comprender asimismo que los puntos de láser y las lesiones correspondientes no se limitan a formas redondas, sino que podrían tener asimismo otras formas. Por ejemplo, las formas pueden ser alargadas, incluyendo lesiones en forma de línea, siendo la longitud de la línea mucho mayor que su anchura.

15 Aunque la descripción y los ejemplos se han descrito totalmente haciendo referencia a los dibujos adjuntos, se debe comprender que resultarán evidentes para los expertos en la materia diversos cambios y modificaciones. Se entiende que dichos cambios y modificaciones están incluidos dentro del alcance de la descripción y los ejemplos, según se define mediante las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Sistema (500) para el tratamiento con láser del ojo de un paciente, comprendiendo el sistema:

5 una base de datos de referencia (403) que comprende datos de referencia, en la que los datos de referencia comprenden pares de conjuntos de parámetros de tratamientos con láser, comprendiendo dichos parámetros uno o varios parámetros de un haz de tratamiento con láser y los correspondientes tamaños de lesión estimados;

10 un procesador (405) que puede funcionar para:

recibir (103) un conjunto de parámetros de un tratamiento con láser;

determinar, utilizando los datos de referencia, el tamaño estimado de una lesión que tiene que ser generada por el haz de tratamiento con láser, en la que el tamaño estimado de la lesión es función del conjunto recibido de parámetros del láser;

15 **caracterizado por que** el procesador está adaptado además para:

20 recibir (105) la densidad deseada del patrón de lesiones; y

determinar (107), utilizando el tamaño estimado determinado de la lesión y la densidad deseada del patrón de lesiones recibida, un patrón recomendado de puntos del haz de tratamiento con láser organizado para producir una serie de lesiones en el ojo del paciente que tengan como resultado la densidad deseada del patrón de lesiones.

25 2. Sistema (500), según la reivindicación 1, en el que el procesador está adaptado además para recibir el tamaño del área objetivo del tratamiento, determinar (107) el patrón recomendado de puntos del haz de tratamiento con láser en base al tamaño del área objetivo del tratamiento, estando el sistema (500) adaptado además para aplicar el haz de tratamiento con láser al ojo del paciente en base al patrón recomendado de puntos del haz de tratamiento con láser y para hacer que se formen en el ojo una serie de lesiones en un área que tiene un tamaño correspondiente al tamaño del área objetivo del tratamiento.

35 3. Sistema (500), según la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en el que el conjunto de parámetros del haz de tratamiento con láser comprende uno o varios del tamaño del haz aéreo del haz de tratamiento con láser, el tipo de lente de contacto, el factor de aumento de la lente de contacto, la duración de los pulsos del haz de tratamiento con láser y la categoría clínica deseada de la lesión.

40 4. Sistema (500), según la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en el que el conjunto de parámetros del haz de tratamiento con láser comprende la categoría clínica deseada de la lesión, y en el que la categoría clínica deseada de la lesión comprende una categoría de lesión por debajo del espectro visible.

45 5. Sistema (500), según la reivindicación 1, en el que la determinación (107) del patrón recomendado de puntos del haz de tratamiento con láser comprende:

determinar el número recomendado de puntos del haz de tratamiento con láser, en base, por lo menos en parte, al tamaño estimado determinado de la lesión y a la densidad del patrón de lesiones; y

determinar una separación recomendada entre, por lo menos, dos puntos del haz de tratamiento con láser, en base, por lo menos en parte, al tamaño estimado determinado de la lesión y a la densidad del patrón de lesiones.

50 6. Sistema (500), según la reivindicación 1, en el que la determinación del tamaño estimado de la lesión comprende interpolar el tamaño estimado de la lesión, en base, por lo menos, a una parte de los datos de referencia si los valores del conjunto de parámetros del haz de tratamiento con láser están excluidos de los datos de referencia.

55 7. Sistema (500), según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el haz de tratamiento con láser comprende un haz de tratamiento con láser con patrón.

8. Medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador que comprende instrucciones ejecutables por ordenador que, cuando son cargadas en un sistema para el tratamiento con láser del ojo de un paciente, hacen que el sistema ejecute las etapas siguientes:

60 recibir (103) un conjunto de parámetros de un tratamiento con láser y la densidad deseada de un patrón de lesiones, en que el conjunto de parámetros del tratamiento con láser comprende uno o varios parámetros de un haz de tratamiento con láser;

65 determinar, utilizando datos de referencia, el tamaño estimado de una lesión a generar por el haz de tratamiento con láser, en el que los datos de referencia comprenden pares de conjuntos de parámetros de tratamientos con láser y

los tamaños estimados de lesión correspondientes, y en el que el tamaño estimado de la lesión es función del conjunto recibido de parámetros del tratamiento con láser; y

5 determinar (107), utilizando el tamaño estimado determinado de la lesión y la densidad deseada del patrón de lesiones recibida, un patrón recomendado de puntos del haz de tratamiento con láser que está dispuesto para producir una serie de lesiones en el ojo del paciente que tienen como resultado la densidad deseada del patrón de lesiones.

10 9. Medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador, según la reivindicación 8, que comprende además instrucciones adaptadas para hacer que el sistema ejecute las etapas siguientes: recibir el tamaño de un área objetivo del tratamiento, en el que la determinación del patrón recomendado de puntos del haz de tratamiento con láser se basa además en el tamaño del área objetivo del tratamiento, y en el que una aplicación del haz de tratamiento con láser al ojo del paciente basada en el patrón recomendado de puntos del haz de tratamiento con láser hará que se formen una serie de lesiones en el ojo en un área de un tamaño correspondiente al tamaño del
15 área objetivo del tratamiento.

20 10. Medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador, según la reivindicación 8 o la reivindicación 9, en el que el conjunto de parámetros del haz de tratamiento con láser comprende la categoría clínica deseada de la lesión, y en el que la categoría clínica deseada de la lesión comprende una categoría de la lesión por debajo del espectro visible.

25 11. Medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador, según la reivindicación 8, en el que la determinación del patrón recomendado de puntos del haz de tratamiento con láser comprende:

determinar el número recomendado de puntos del haz de tratamiento con láser en base, por lo menos en parte, al tamaño estimado determinado de la lesión y a la densidad deseada del patrón de lesiones; y

30 determinar una separación recomendada entre, por lo menos, dos puntos del haz de tratamiento con láser basada, por lo menos en parte, en el tamaño estimado determinado de la lesión y al patrón de lesiones deseado.

35 12. Medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador, según la reivindicación 8, en el que la determinación del tamaño estimado de la lesión comprende interpolar el tamaño estimado de la lesión en base, por lo menos, a una parte de los datos de referencia si los valores del conjunto de parámetros del haz de tratamiento con láser están excluidos de los datos de referencia.

13. Medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador, según cualquiera de las reivindicaciones 8 a 12, en el que el haz de tratamiento con láser comprende un haz de tratamiento con láser con patrón.

Proceso
100

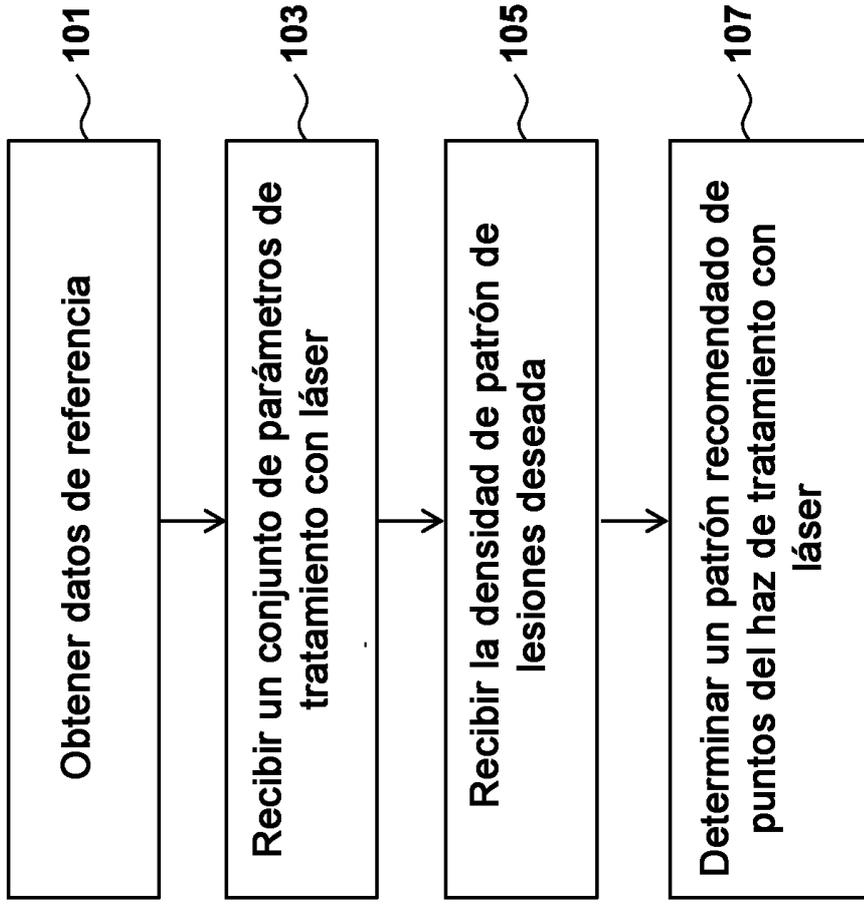


Figura 1

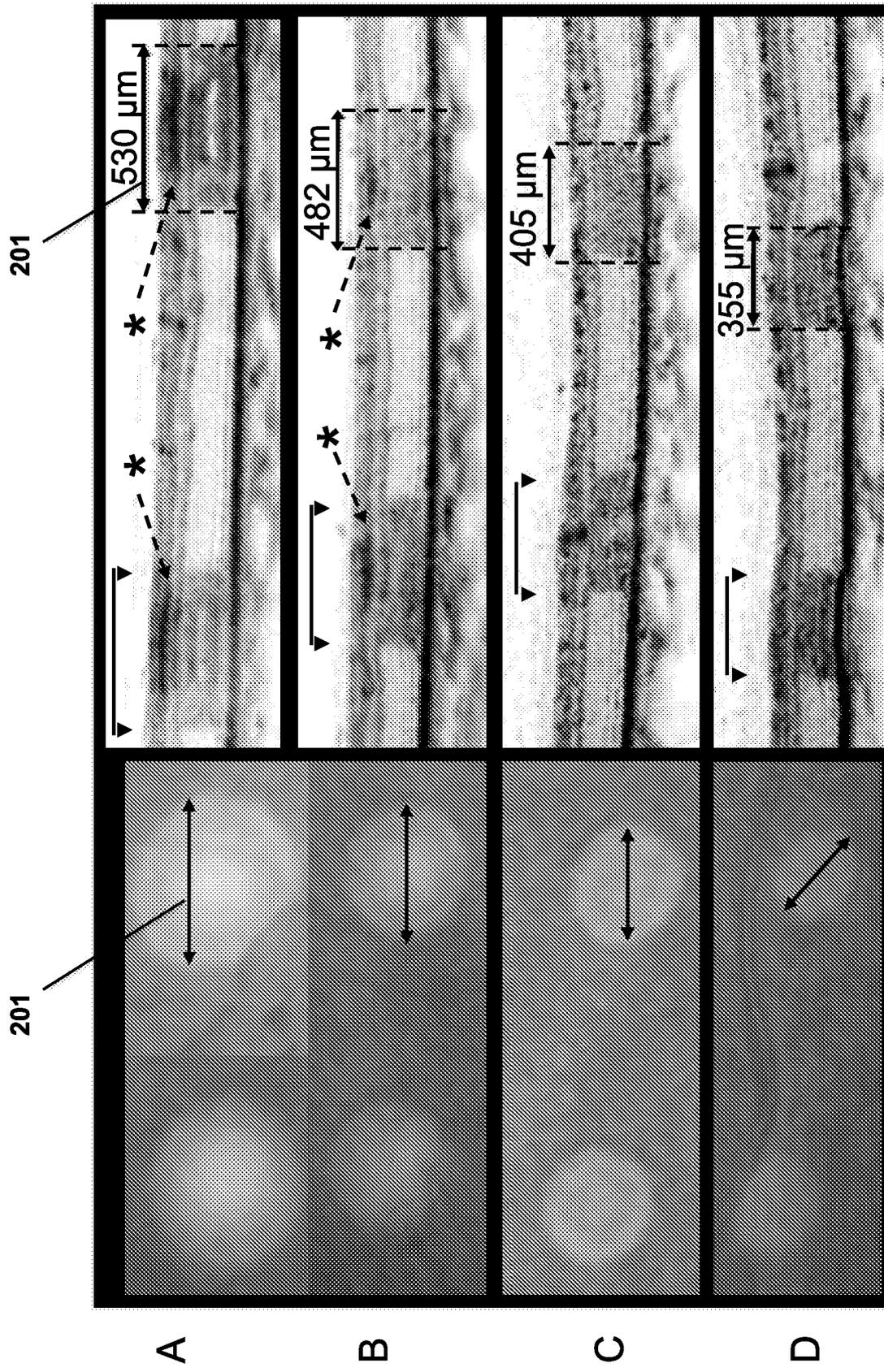


Figura 2

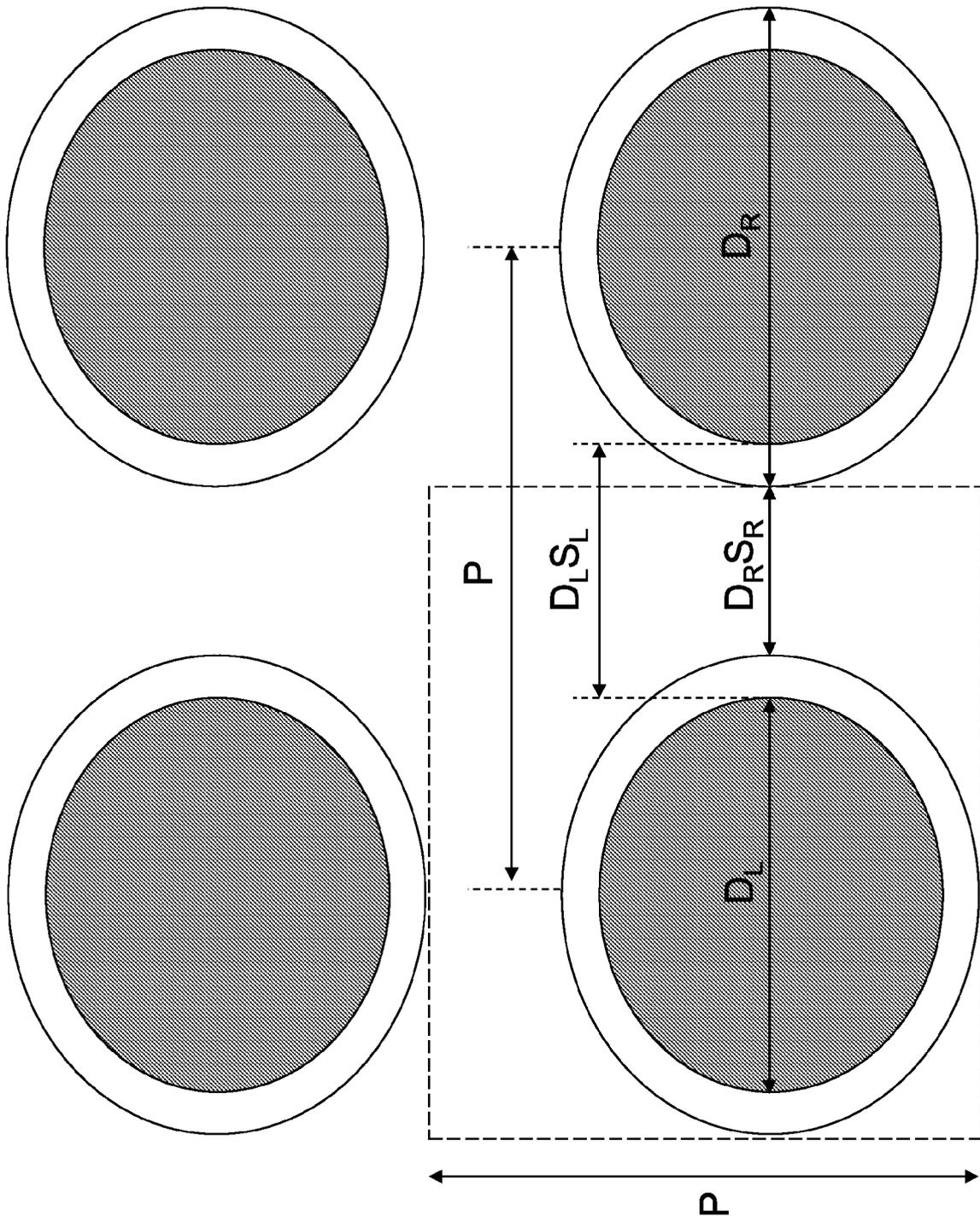


Figura 3

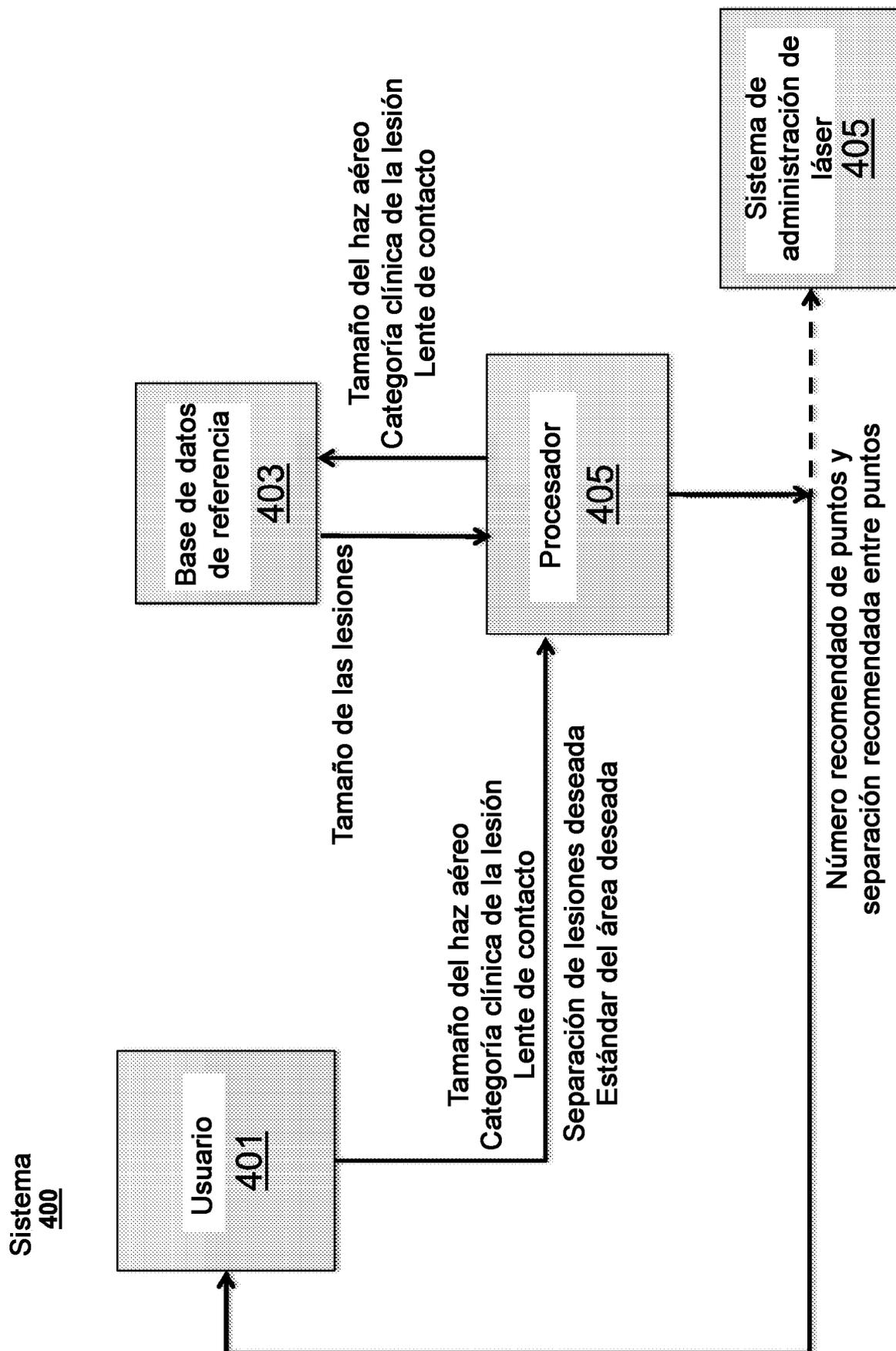


Figura 4

500

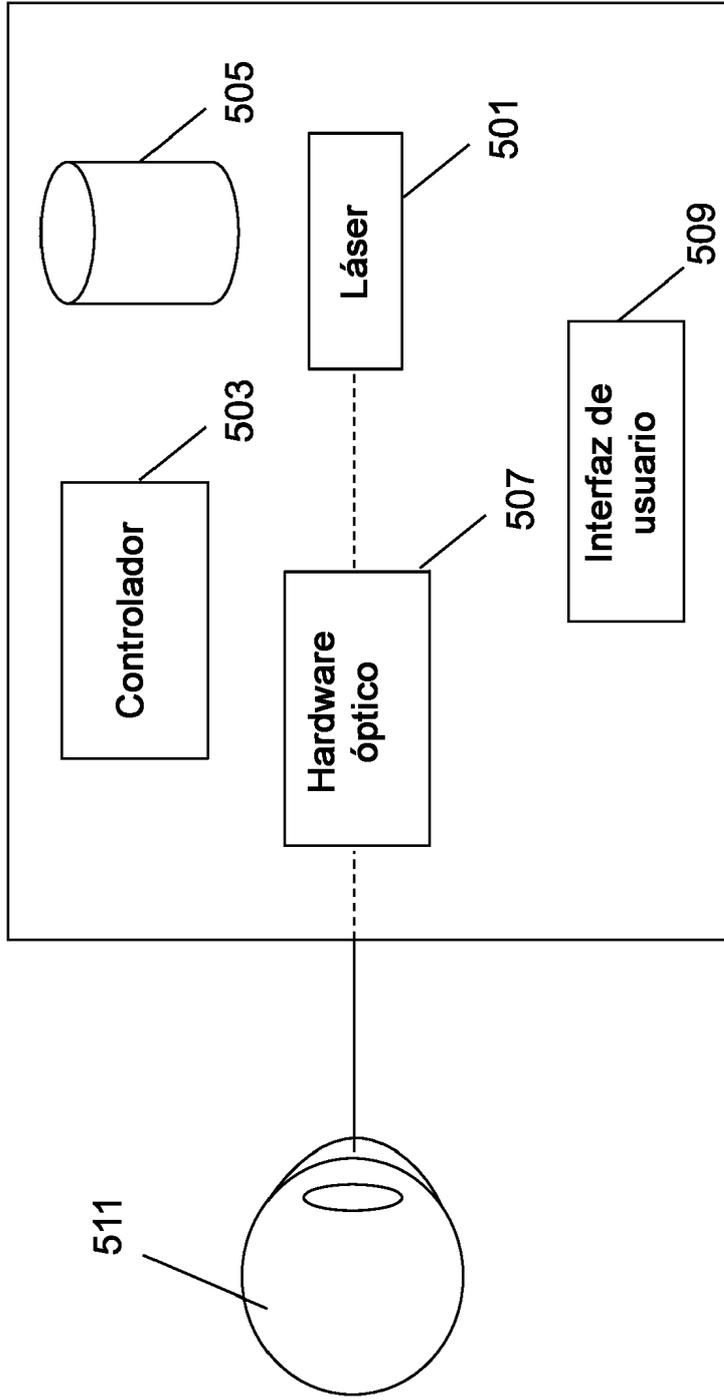


Figura 5