

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 642 572**

51 Int. Cl.:

A61F 9/008 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **29.05.2008 PCT/AU2008/000763**

87 Fecha y número de publicación internacional: **04.12.2008 WO08144828**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.05.2008 E 08756866 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.07.2017 EP 2170232**

54 Título: **Láser para rejuvenecimiento de la retina**

30 Prioridad:

30.05.2007 AU 2007902889 P

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

16.11.2017

73 Titular/es:

**ELLEX R&D PTY LTD (100.0%)
82 Gilbert Street
Adelaide, SA 5000, AU**

72 Inventor/es:

**PREVIN, VICTOR y
PLUNKETT, MALCOLM**

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 642 572 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

Láser para rejuvenecimiento de la retina

Campo de la invención

5 La presente invención versa acerca de un dispositivo de tratamiento con láser útil para mejorar la función de la retina del ojo humano. La presente invención puede ser utilizada de forma beneficiosa en el tratamiento de enfermedades oculares, tales como la degeneración macular precoz relacionada con la edad (AMD) en la que la función de la membrana de Bruch ha resultado dañada como parte de la patogénesis de una enfermedad, o el tratamiento de la degradación relacionada con el envejecimiento.

Antecedentes de la invención

10 Los procedimientos de detección y de señalización de la luz de la retina humana requieren un nivel elevado de soporte en términos de suministro de energía y de reducción del derroche para garantizar una funcionalidad óptima. Una monocapa de células epiteliales, conocida como epitelio pigmentario retiniano (RPE) separa los procedimientos de detección y de señalización de la luz del suministro sanguíneo de la coroides y controla muchas funciones bidireccionales de soporte. Las células del RPE están fijadas a una membrana basal, conocida como membrana de
15 Bruch, que es una matriz extracelular delgada de capas de colágeno que actúan como una barrera semipermeable entre las células del RPE y los vasos sanguíneos de la coroides. El trabajo de Marshall, Hussain, Guo y Ahir, [Expression of Metalloproteinases from human retinal pigment epithelial cells and their effects on the hydraulic conductivity of Bruch's Membrane, Investment Ophthalmol Vis Sci. feb. 2002, 43(2): 458-65] ha demostrado que la degradación de las funciones de transporte de la membrana de Bruch contribuye de forma fundamental a la pérdida o declive en la función visual con un envejecimiento normal o un declive más rápido debido a enfermedades tales como una degeneración macular relacionada con la edad (AMD). Aunque estas funciones de transporte comienzan a degradarse desde el nacimiento, una pérdida grave de visión puede no producirse hasta más adelante en la vida cuando se degrada el complejo de RPE/membrana de Bruch/coroides hasta un punto en el que ya no puede sostener la neurorretina, lo que tiene como resultado una atrofia de la neurorretina o respuestas inducidas por
20 estrés, tales como un desarrollo de nuevos vasos coroidales (CNV).

Aunque se han recomendado cambios en la dieta y en el entorno para reducir la velocidad de la pérdida de agudeza visual relacionada con la edad, no existe un tratamiento directo para la retina, y casi todos los tratamientos actuales para la AMD se centran en el tratamiento de complicaciones de fases tardías tales como CNV. Los tratamientos actuales para CNV incluyen una terapia fotodinámica (PDT) (según se describe en la patente estadounidense número 5756541 cedida a QLT Phototherapeutics Inc.) en la que se administra intravenosamente un fármaco fotosensible y luego se activa mediante una fuente de luz que es dirigida al CNV, e inyecciones intravítreas de fármacos que inhiben los factores de crecimiento que fomentan un nuevo crecimiento de vasos sanguíneos (anti-VEGF).

35 Los láseres han sido utilizados durante muchos años para tratar los trastornos retinianos, utilizando, principalmente, su capacidad para coagular el tejido. El grado de absorción de energía láser en capas y estructuras retinianas depende mucho de la longitud de onda utilizada y uno de los cromóforos absorbentes fundamentales en la retina es la melanina que pigmenta las células del RPE. Aunque los láseres retinianos actuales utilizan longitudes de onda que son absorbidas intensamente por la melanina de las células del RPE, la duración de los impulsos de láser utilizados en la actualidad da tiempo a una difusión térmica de las células del RPE a las estructuras adyacentes y es particularmente dañina para la neurorretina, lo que tiene como resultado una pérdida permanente de función visual en el sitio de tratamiento. Roider, Norman, Michaud, Thomas, Flotte y Birngruber [Response of the Retinal Pigment Epithelium to Selective Photocoagulation Arch Ophthalmology vol 110, diciembre 1992] describen que se pueden utilizar impulsos de láser de duración breve para contener la energía en las células del RPE y evitar un daño neurorretiniano, utilizando una técnica conocida como terapia retiniana selectiva (SRT). Se ha aplicado la SRT a un
40 número de enfermedades retinianas de fase tardía con el objetivo de producir un beneficio terapéutico al iniciar una respuesta de cicatrización de heridas al nivel del RPE, pero con un éxito limitado, y no se ha explicado la razón por la que se puede obtener un efecto beneficioso de esta forma.

El procedimiento de la SRT se describe bien en la solicitud de patente estadounidense 20040039378 de Lin, en la que se utiliza un dispositivo de barrido por láser para proporcionar tiempos muy breves de irradiación. Aunque esta
50 patente describe el requisito de exposiciones de duración de nanosegundos, es difícil conseguir el nivel requerido de exposición a la radiación utilizando el procedimiento descrito de barrido. En la solicitud de patente estadounidense US20050027288 de Oyagi, se describe un dispositivo vibratorio de fibra colocado en una fibra óptica para dar uniformidad a la distribución de la intensidad luminosa de una luz láser para una operación de la retina con láser.

Objeto de la invención

55 Un objeto de la presente invención es proporcionar un dispositivo láser para mejorar la función de la retina del ojo humano.

Serán evidentes objetos adicionales a partir de la siguiente descripción.

Divulgación de la invención

En una forma, aunque no es preciso que sea la única forma ni, ciertamente, la más amplia, la invención versa sobre un dispositivo de tratamiento por láser para mejorar la función de la retina del ojo humano, que comprende:

- 5 un **módulo láser** que produce un impulso de láser o una secuencia de impulsos de láser, teniendo cada uno:
 - una duración de impulso en el intervalo de 50 ps a 500 ns;
 - una longitud de onda en el intervalo de 500 nm a 900 nm; y
 - una energía de impulso en el intervalo de 10 μJ a 10 mJ;
- 10 un **módulo de irradiación uniforme** que modifica un perfil de haz de salida del módulo láser para producir un efecto uniforme de tratamiento; y
- un **módulo de envío y de visualización del haz** que envía el o los impulsos de láser a la retina con una exposición a la radiación en el intervalo de 8 mJ/cm² a 8000 mJ/cm² por impulso.

Preferentemente, la duración de impulsos es de aproximadamente 3 ns. De forma adecuada, la longitud de onda es de aproximadamente 532 nm.

- 15 Preferentemente, la exposición a la radiación se encuentra en el intervalo de 20 mJ/cm² a 300 mJ/cm² por impulso.

El sistema láser es adecuado para llevar a cabo el procedimiento de rejuvenecimiento de la retina descrito en la solicitud de patente internacional de los mismos inventores número PCT/AU2007/001622, en tramitación como la presente.

Breves detalles de los dibujos

- 20 Para ayudar a entender la invención se describirán ahora realizaciones preferentes con referencia a las siguientes figuras, en las que:
 - La FIG. 1 es un diagrama de bloques de un láser de rejuvenecimiento de la retina;
 - la FIG. 2 es un diagrama de bloques de un módulo láser del láser de rejuvenecimiento de la retina de la FIG. 1;
 - la FIG. 3 es un diagrama de bloques de un módulo de irradiación uniforme del láser de rejuvenecimiento de la retina de la FIG. 1;
 - la FIG. 4 es un diagrama de bloques de un módulo de envío y de visualización del haz de láser de rejuvenecimiento de la retina de la FIG. 1;
 - la FIG. 5 muestra el perfil de distribución de energía de impulsos de láser aplicados a una diana de aluminio;
 - la FIG. 6 muestra el perfil de distribución de energía del mismo láser después de pasar a través de un módulo de irradiación uniforme; y
 - la FIG. 7 es una representación esquemática del efecto de disparo de múltiples impulsos de láser con distintos patrones de moteados sobre la misma zona diana.

Descripción detallada de los dibujos

- 35 Para describir distintas realizaciones de la presente invención se utilizan números comunes de referencia para describir características similares.

Con referencia a la FIG. 1, se muestra un diagrama de bloques de un láser 1 de rejuvenecimiento de la retina. El láser 1 de rejuvenecimiento de la retina consiste en un módulo láser 2 (descrito con más detalle con referencia a la FIG 2), un módulo 3 de irradiación uniforme (descrito con más detalle con referencia a la FIG 3) y un módulo 4 de envío y visualización del haz (descrito con más detalle con referencia a la FIG 4). Se genera un haz 5 de rayos láser por medio del módulo láser 2, manipulado para una irradiación uniforme por medio del módulo 3 de irradiación uniforme y es dirigido al ojo 6 de un paciente por medio del módulo 4 de envío y visualización del haz. El módulo 4 de envío y visualización del haz incorpora una trayectoria coincidente de visualización para un operario 7.

- 45 Con referencia ahora a la FIG 2, la realización preferente del láser 1 de rejuvenecimiento de la retina utiliza un láser Nd:YAG bombeado por lámpara de destello conmutado en Q que produce nominalmente impulsos de láser de 1064 nm. La cavidad 200 del láser tiene un diseño convencional que tiene un espejo extremo 201 reflectante al 100% y un acoplador parcialmente reflectante 202 de salida. La varilla 203 de láser es excitada por una lámpara 204 de destello que se energiza mediante una fuente 205 de alimentación de alta tensión. Un conmutador Q pasivo 206 permite que la energía de la cavidad sea enviada como impulsos muy cortos de alta energía. La salida del láser es convertida a aproximadamente 532 nm por medio de un cristal adecuado 207 de duplicación de frecuencia.

- 50 Se apreciará que la longitud específica de onda de la salida del láser es determinada por el medio y la disposición óptica del láser. En una realización preferente, la salida del láser es nominalmente de 532 nm, pero la longitud real de onda puede no ser exactamente de 532 nm.

Aunque un láser Nd:YAG bombeado por lámpara de destello es la realización preferente para la cavidad del láser, la invención no está limitada a este diseño particular de cavidad. Será adecuada cualquier cavidad del láser capaz de producir impulsos en el intervalo de 50 ps a 500 ns con una longitud de onda entre aproximadamente 500 nm y aproximadamente 900 nm y una energía de impulso de aproximadamente 10 μ J a 10 mJ. Esto incluye otros materiales de estado sólido, tales como Er:YAG, Nd:YLF y Er:YLF. También pueden variarse otros elementos. Por ejemplo, se puede utilizar un conmutador Q activo en vez de un conmutador Q pasivo.

El haz es dirigido a un atenuador óptico 208 formado a partir de una placa 209 de media onda y una óptica polarizante 210. El atenuador óptico permite un control preciso de la energía enviada desde el módulo láser 2 mediante la rotación de la placa 209 de media onda. El módulo láser 2 también incluye una óptica 211 de combinación de haces que combina la salida de un láser 212 de mira en la misma trayectoria que la salida del módulo láser (de forma que el haz de rayos láser de tratamiento y el haz de rayos láser de mira sean coaxiales).

La salida del haz de rayos láser de tratamiento del módulo láser 2 tiene un perfil no uniforme y ligeramente variable de distribución de energía. Si se utilizase esta directamente para irradiar una zona diana de tratamiento, algunas áreas recibirían una menor intensidad de radiación mientras que otras recibirían más energía de radiación. Esto se demuestra a continuación con referencia a las FIGURAS 5 y 6. Para abordar este problema, el haz de rayos láser de tratamiento y el haz de rayos láser de mira son dirigidos al módulo 3 de irradiación uniforme. El módulo 3 de irradiación uniforme incluye una lente 300 de enfoque de fibra que concentra los haces de rayos láser de tratamiento y de rayos láser de mira en una fibra óptica 301. Cada extremo de la fibra óptica 301 termina en un acoplamiento amovible 302 que facilita un alineamiento preciso.

Cuando se dirige luz láser a través de una fibra óptica, una interferencia entre los modos de propagación puede tener como resultado una distribución espacial granular de la energía láser en la salida, lo que se denomina moteado. Al hacer pasar la salida del láser de impulsos a través de una fibra óptica, según se muestra en la FIG 3, se perderá la estructura del perfil de distribución de energía que entra en la fibra debido a múltiples reflejos internos en toda la longitud de la fibra óptica, lo que tiene como resultado un perfil moteado en la salida de la fibra. Se puede utilizar un único impulso tal como este para el tratamiento, recibiendo algunas áreas entre los picos del patrón de moteado una baja intensidad de radiación, lo que tiene como resultado un efecto uniforme, pero parcheado, de tratamiento.

Sin embargo, debido a que el láser tiene cierta variabilidad en el perfil de distribución de energía, al producir otro impulso que pueda ser dirigido a la misma zona diana de tratamiento, se producirá un patrón de moteado distinto por medio de la fibra óptica. Debido a la naturaleza aleatoria de los patrones de moteados producidos por cada impulso de láser, se producirán muchos de los picos en el patrón de moteado del segundo impulso en áreas en las que se produjo una radiación baja en el primer impulso, lo que tiene como resultado una cobertura mejorada de la zona diana de tratamiento. Impulsos subsiguientes de láser dirigidos a la misma zona diana de tratamiento mejorarán adicionalmente la cobertura, produciendo impulsos sucesivos estadísticamente menos mejora según se aproxima la cobertura al 100%.

Por lo tanto, al seleccionar el número de impulsos de láser con patrón de moteado que son enviados, es posible producir un efecto uniforme de tratamiento, pero con una cobertura seleccionada de la zona diana de tratamiento. También se puede variar la granularidad del moteado del láser utilizando fibras ópticas con distintas características ópticas, tales como una apertura numérica. La selección de la cobertura de la zona diana de tratamiento y de la granularidad del moteado, junto con el tamaño del punto del tratamiento con láser, puede ser utilizada para optimizar la respuesta a la cicatrización de heridas y el beneficio terapéutico. Preferentemente, el número de impulsos se encuentra en el intervalo de 1 a 5 y la apertura numérica de la fibra se encuentra en el intervalo de 0,1 a 0,35.

En una realización adicional de la invención, cuando el láser de impulsos tiene un perfil no uniforme pero estable de distribución de energía, o para mejorar la probabilidad de que se produzcan distintos patrones de moteados por cada impulso, el dispositivo puede incluir un vibrador 303 de fibra óptica. El vibrador 303 puede tener la forma de un motor pequeño acoplado mecánicamente con la fibra, según se muestra en la FIG 3, con un eje descentrado de carga para provocar la vibración o, de forma alternativa, se puede utilizar un transductor piezoeléctrico de la misma forma. Se induce una pequeña cantidad de desplazamiento lateral o angular continuamente variable en la fibra mediante los medios vibratorios, lo que altera los reflejos internos en la fibra y altera continuamente el patrón de moteado. La frecuencia de repetición de impulsos debe ser suficientemente baja para permitir suficiente movimiento de la fibra, por parte de los medios vibratorios, para producir un patrón de moteado aleatoriamente distinto. En el caso de una cavidad de láser bombeado por lámpara de destello se puede conseguir esta frecuencia de repetición de impulsos cargando múltiples condensadores de descarga y luego descargándolos individualmente por medio de la lámpara de destello a través de un sistema electrónico de conmutación y de control. Por ejemplo, un motor con un eje descentrado de carga girando de forma asíncrona a 10.000 RPM produciría una rotación del eje aproximadamente cada 6 ms, por lo que una frecuencia de repetición de impulsos de aproximadamente 33 Hz o menos garantizaría un patrón de moteado distinto con cada impulso.

La vibración de la fibra óptica tiene la ventaja añadida de reducir mucho el patrón de moteado de un láser coaxial de mira, que se desplaza a través de la misma fibra óptica que el haz de tratamiento con láser, mejorando, de ese modo, su capacidad de uso.

5 La salida del módulo 3 de irradiación uniforme es dirigida al módulo 4 de envío y visualización de haz, mostrado en la FIG. 4. El módulo 4 de envío y visualización del haz consiste en un módulo 400 de zoom óptico que dimensiona y concentra el haz 401 de láser de tratamiento a través de una lente 402 de objetivo a la retina 403 del ojo 6 de un paciente. Se utiliza convencionalmente una lente 404 de contacto en la córnea 405 del ojo 6 para contrarrestar a la córnea y el cristalino del ojo en la trayectoria óptica. Habitualmente se utiliza un microscopio 408 de visualización binocular. Un espejo multiplicador 406 es reflectante a la longitud de onda del haz 401 de láser de tratamiento y el haz 407 de láser de mira y se sitúa entre las trayectorias binoculares de visualización. Un filtro 409 de seguridad protege al usuario de la radiación láser retrodispersada.

Se puede preconfigurar el módulo 400 de zoom óptico para representar imágenes de la salida de la fibra óptica en la retina por medio de la lente de contacto, o puede hacerse que sea regulable para permitir una selección del tamaño del punto de tratamiento.

15 Según se ha mencionado anteriormente, la salida del módulo láser 2 es un haz con un perfil no uniforme de distribución de energía. Esto se muestra en la FIG 5. El perfil de distribución de energía de un impulso de láser Nd:YAG bombeado por lámpara de destello conmutado en Q de forma pasiva de 3 ns se aplica a una diana de aluminio pintado para representar visualmente el perfil no uniforme. La zona diana de tratamiento se indica por medio de un círculo 50. Se muestra secuencialmente el daño causado en la zona diana para uno, dos, tres, cuatro y cinco impulsos con el daño de un único impulso mostrado en la parte superior y en la parte inferior el daño después de cinco impulsos enviados a la misma zona diana. Puede verse que, tras el envío de cinco impulsos, la zona diana, aproximadamente el 50% del área, no ha sido afectada aún.

20 Cuando la diana es una capa de células epiteliales pigmentarias el resultado será que una porción de las células no recibirá toda la intensidad de la radiación, e incluso si el perfil de energía varía ligeramente con cada impulso, aplicar más impulsos a la misma área no mejorará mucho la cobertura.

25 La FIG 6 muestra el mismo resultado para uno, dos y tres impulsos después de que el haz de rayos láser de tratamiento haya pasado a través del módulo 3 de irradiación uniforme y del módulo 4 de envío y visualización del haz. De nuevo, se muestra la zona diana de tratamiento por medio del círculo 50. La imagen superior es el daño causado por un único impulso. La segunda imagen muestra el daño provocado por tres impulsos enviados a la misma zona diana con una frecuencia elevada de repetición, pero sin vibración de la fibra óptica. La imagen inferior es el daño causado por cinco impulsos enviados a la misma zona diana con una menor frecuencia de repetición y vibración de la fibra óptica, lo que muestra que se ha visto afectado casi el 100% de la zona de tratamiento. Los disparos son controlados manualmente para garantizar que la frecuencia de repetición sea baja en comparación con la frecuencia de vibración de la fibra.

30 La FIG 7 es una representación esquemática de múltiples impulsos (71-74) de láser con distintos patrones de moteados que son disparados a una zona diana común 50 de tratamiento para explicar adicionalmente la imagen en la FIG 6. Se muestran los picos del patrón de moteado mediante puntos oscuros 75. El efecto acumulativo de los impulsos 71 y 72 de láser se muestra en 76. La adición del impulso 73 de láser tiene como resultado la imagen 77 y la adición del impulso 74 de láser tiene como resultado la imagen 78. Puede verse que el efecto acumulativo de distintos picos de patrón de moteado en cada impulso sucesivo tiene como resultado una creciente cobertura de la zona de tratamiento, lo que permite que se determine el grado de cobertura por medio del número de impulsos enviados a la zona diana de tratamiento.

35 Cuando se aplica esta técnica al tratamiento de capas de células pigmentarias, tales como el RPE del ojo humano, se puede escoger la separación de los impulsos de forma que no haya un efecto aditivo entre los impulsos, por lo que los picos en el patrón de moteado que se producen en la misma posición en impulsos subsiguientes no provocan un mayor efecto de tratamiento en esas áreas. Por ejemplo, si se utiliza una duración de impulso de láser de 3 ns y una frecuencia de repetición de impulsos de 1 kHz, no se producirá un efecto térmico aditivo con múltiples impulsos. Si se utiliza un láser bombeado por lámpara de destello conmutado en Q de forma pasiva, según se muestra en la Fig 2, se pueden obtener múltiples impulsos aumentando la energía que es descargada a través de la lámpara de destello, o cargando múltiples condensadores de descarga y luego descargándolos individualmente a través de la lámpara de destello por medio de un sistema electrónico de conmutación y de control.

40 Al utilizar duraciones de impulsos en el intervalo de 50 ps a 500 ns se pueden matar o alterar células de RPE mediante una formación de una burbuja explosiva en torno a melanosomas en las células y se contienen los efectos térmicos completamente en las células, evitando un daño colateral a las células o estructuras circundantes. A longitudes de impulso inferiores a aproximadamente 50 picosegundos el impulso de láser es tan corto que se deposita la energía de impulso en un tiempo menor del requerido para que una onda acústica atraviese la trayectoria óptica provocando un daño mecánico, tal como una alteración lumínica en la trayectoria del haz. A duraciones de impulsos mayores de aproximadamente 500 nanosegundos, puede no ser posible contener completamente los efectos térmicos en las células, en particular cuando se congregan los melanosomas en torno a la superficie de

contacto con los fotorreceptores, lo que podría tener como resultado un daño permanente a la superficie de contacto de RPE/fotorreceptor.

5 Se puede utilizar el láser de rejuvenecimiento de la retina descrito para mejorar la función de la retina del ojo humano de la siguiente forma. Se puede aplicar una variedad de técnicas de diagnóstico, dependiendo de la enfermedad retiniana que esté siendo tratada, a pacientes selectos que son aptos para el tratamiento con láser y para determinar las áreas de tratamiento con láser. Por ejemplo, para un edema macular diabético, es útil usar oftalmoscopia por láser de barrido y tomografía de coherencia óptica para identificar la región del edema, mientras que se pueden utilizar pruebas de adaptación a la oscuridad de AMD precoz y una formación de imágenes por autofluorescencia para identificar una función de la retina puesta en peligro.

10 Dado que esta técnica depende de la migración y de la división de las células del RPE, es importante tratar las áreas en las que las células del RPE están sanas, en vez de seleccionar como diana áreas en las que se identifica una función deficiente de la retina. Por ejemplo, si una formación de imágenes por autofluorescencia identificó un área de hiperfluorescencia, lo que indica una función de RPE puesta en peligro, se llevaría a cabo un tratamiento con láser en la periferia del área, en vez de en el centro.

15 Entonces, se aplicaría una lente de contacto retiniano 1 X Mainster, o similar, al ojo del paciente. Se seleccionaría una energía de aproximadamente 0,1 mJ y se seleccionaría un tamaño de punto de tratamiento de la retina de aproximadamente 400 micrómetros. El láser sería disparado en torno al área de tratamiento, con los puntos de tratamiento separados en aproximadamente la mitad de un diámetro del punto. La energía puede ser titulada incrementalmente hasta inmediatamente por debajo del umbral de formación de la burbuja visible. Se puede
20 seleccionar el número de impulsos de láser enviados a cada zona diana de tratamiento para proporcionar los mejores resultados terapéuticos y una respuesta óptima de cicatrización de heridas.

Se prevé que el láser de rejuvenecimiento de la retina será útil para una amplia gama de procedimientos. Se ofrece la anterior descripción como ejemplo del uso del láser y no se pretende sugerir que el uso del láser esté limitado a este procedimiento. Los expertos en el campo estarán al tanto de elementos ópticos específicos que pueden ser
25 sustituidos por uno o más de los elementos descritos para la realización preferente sin alejarse del espíritu y del ámbito de la invención. En toda la memoria, el objetivo ha sido describir la invención sin limitar la invención a una combinación particular cualquiera de características o realizaciones preferentes.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo láser de tratamiento retiniano configurado para producir un patrón de moteado que comprende:
 - un módulo láser (2) que produce una secuencia de impulsos de láser, teniendo cada uno:
 - una duración del impulso en el intervalo de 50 ps a 500 ns;
 - una longitud de onda en el intervalo de 500 nm a 900 nm; y
 - una energía del impulso en el intervalo de 10 μ J a 10 mJ;
 - en el que la salida del haz de rayos láser del módulo láser tiene una distribución no uniforme de la energía;
 - un módulo (4) de envío y visualización del haz que envía los impulsos de láser a la retina con una exposición a la radiación en el intervalo de 8 mJ/cm² a 8000 mJ/cm² por impulso; y
 - un módulo de irradiación uniforme que comprende una fibra óptica, dispuesto para provocar la interferencia entre modos de propagación de la luz láser dirigida a través de la fibra óptica para formar una distribución espacial granular de la energía láser en la salida y adaptado para modificar el perfil de salida del haz del módulo (2) láser para producir un efecto uniforme de tratamiento.
2. El dispositivo láser de tratamiento de la reivindicación 1, en el que el módulo láser (2) produce desde 2 hasta 5 impulsos de láser.
3. El dispositivo láser de tratamiento de la reivindicación 1, en el que el módulo láser (2) produce 3 impulsos.
4. El dispositivo láser de tratamiento de cualquier reivindicación precedente, en el que la duración del impulso es de aproximadamente 3 ns.
5. El dispositivo láser de tratamiento de cualquier reivindicación precedente, en el que el módulo láser (2) comprende un láser de estado sólido conmutado en Q.
6. El dispositivo láser de tratamiento de cualquier reivindicación precedente que comprende, además, un cristal (207) de duplicación de frecuencia.
7. El dispositivo láser de tratamiento de cualquier reivindicación precedente, en el que la longitud de onda es de aproximadamente 532 nm.
8. El dispositivo láser de tratamiento de cualquier reivindicación precedente, que produce una exposición a la radiación en el intervalo de 20 mJ/cm² a 300 mJ/cm² por impulso.
9. El dispositivo láser de tratamiento de cualquier reivindicación precedente, en el que el módulo láser (2) contiene un atenuador óptico (208).
10. El dispositivo láser de tratamiento de la reivindicación 9, en el que el atenuador óptico (208) comprende una placa (209) de media onda y una óptica polarizante (210).
11. El dispositivo láser de tratamiento de cualquier reivindicación precedente, en el que la fibra óptica (301) tiene una apertura numérica en el intervalo de 0,1 a 0,35.
12. El dispositivo láser de tratamiento de cualquier reivindicación precedente, en el que el módulo (3) de irradiación uniforme comprende, además, un vibrador (303) de fibra óptica.
13. El dispositivo láser de tratamiento de cualquier reivindicación precedente, en el que el módulo (3) de irradiación uniforme comprende, además, un motor con un eje de carga desplazada que hace vibrar mecánicamente la fibra óptica (301).
14. El dispositivo láser de tratamiento de cualquier reivindicación precedente, en el que el módulo de envío y de visualización del haz incluye un módulo de zoom óptico.

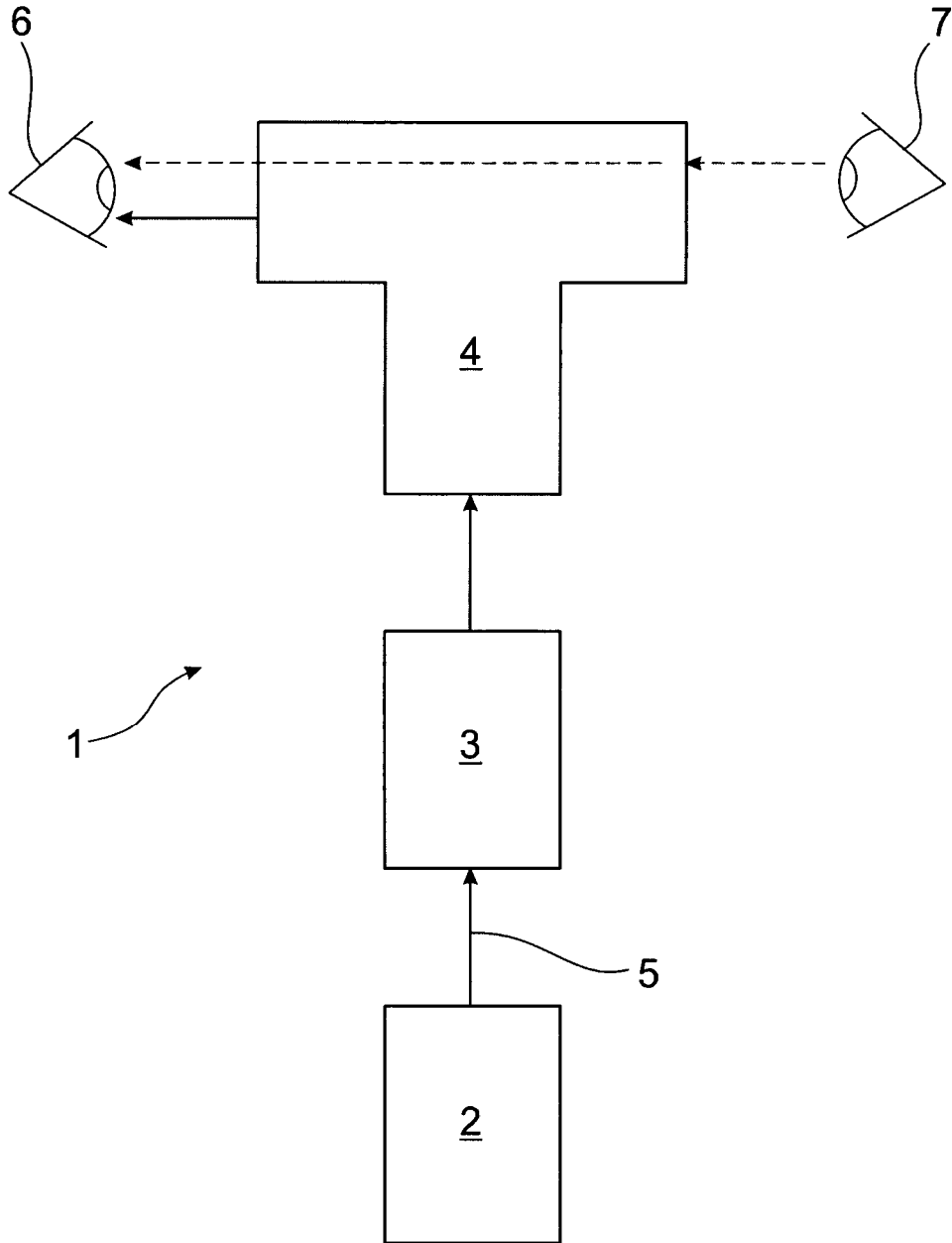


FIG. 1

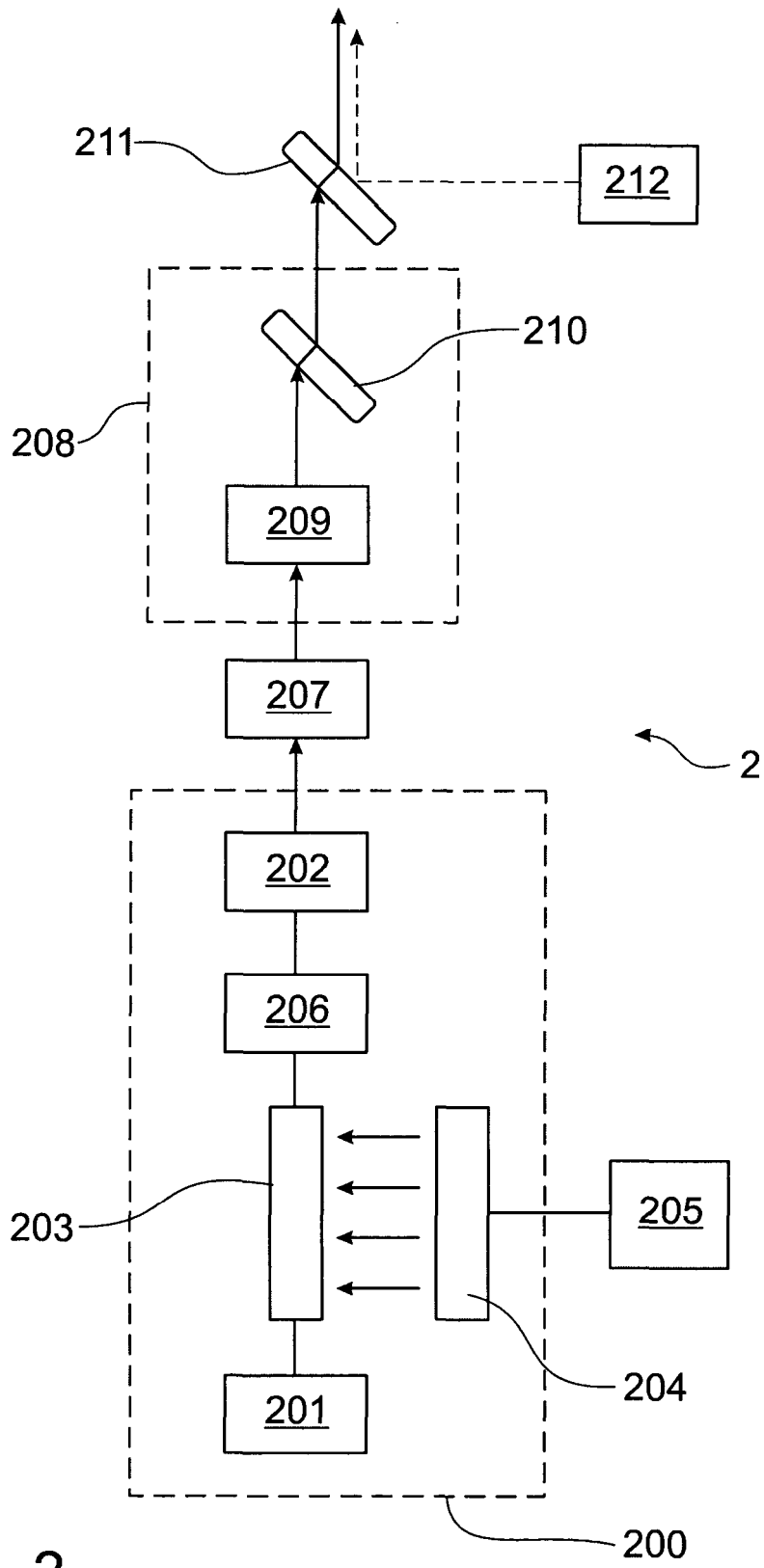


FIG. 2

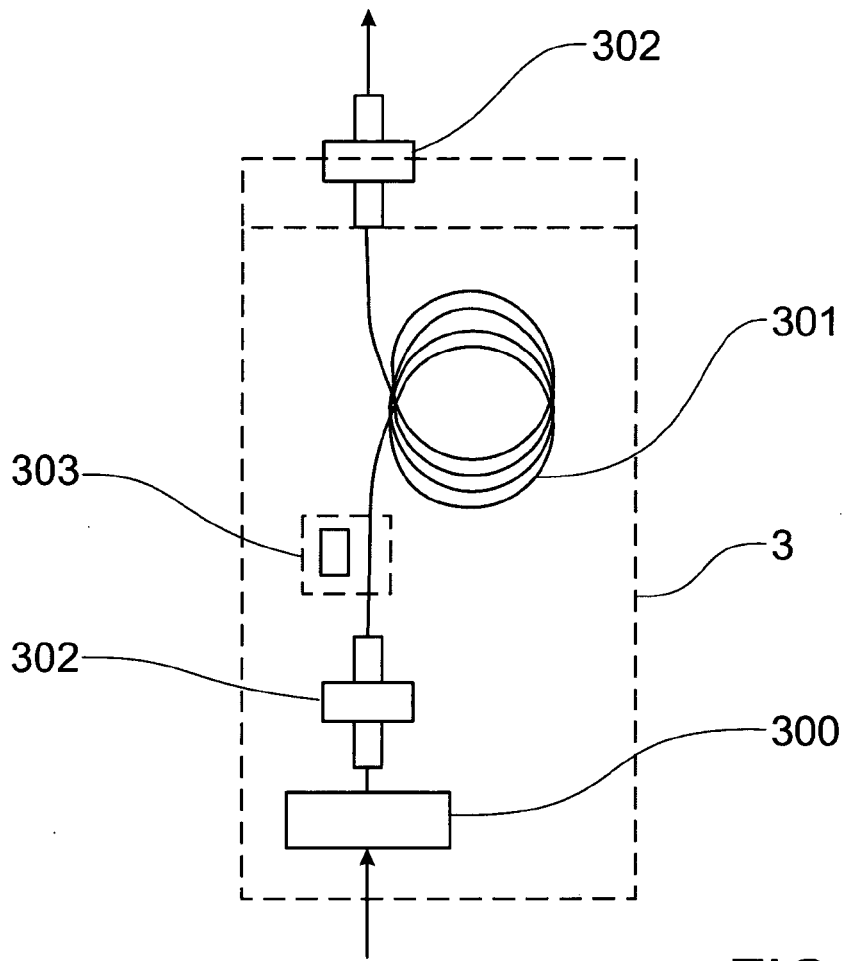


FIG. 3

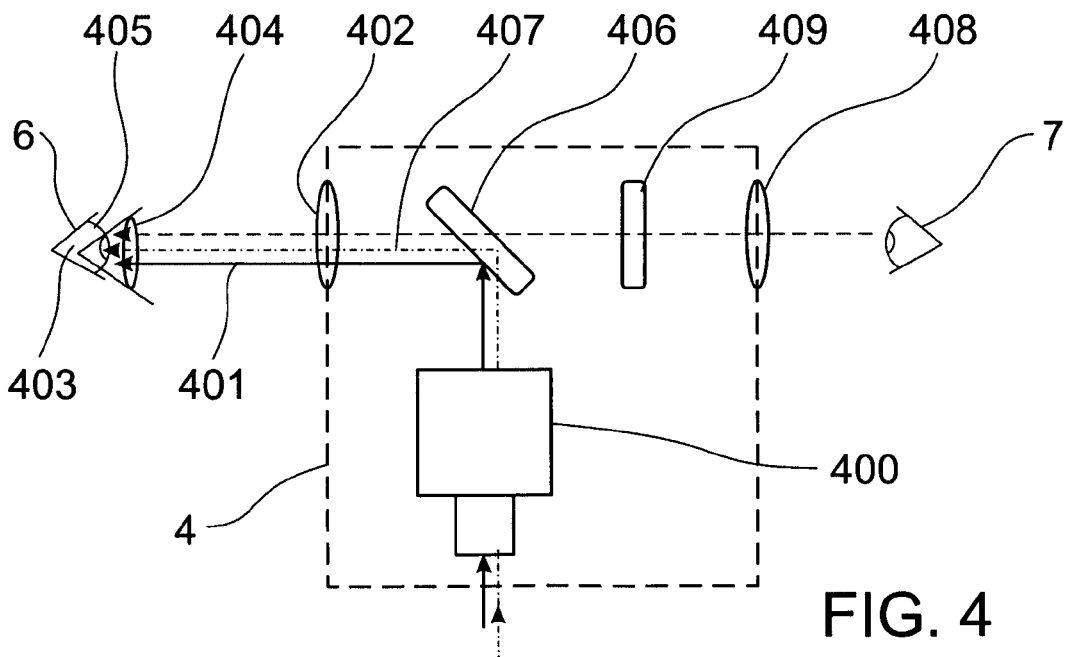


FIG. 4

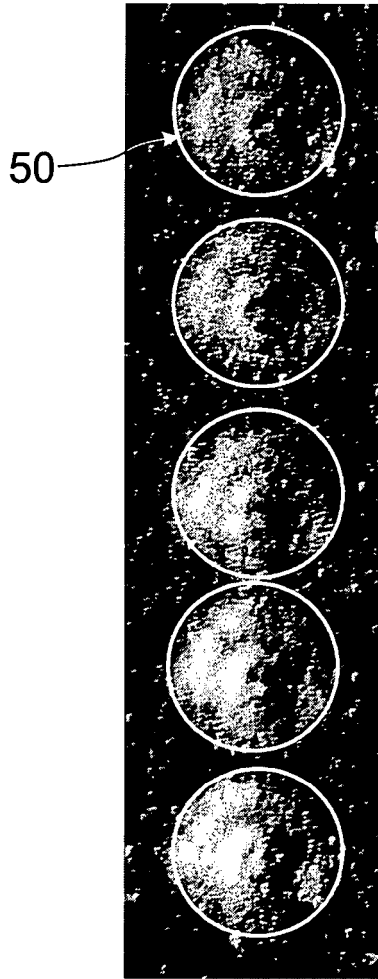


FIG. 5

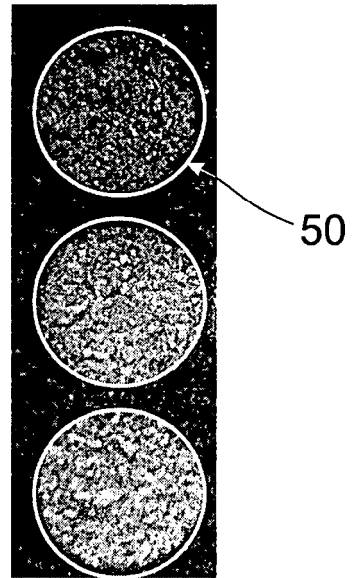


FIG. 6

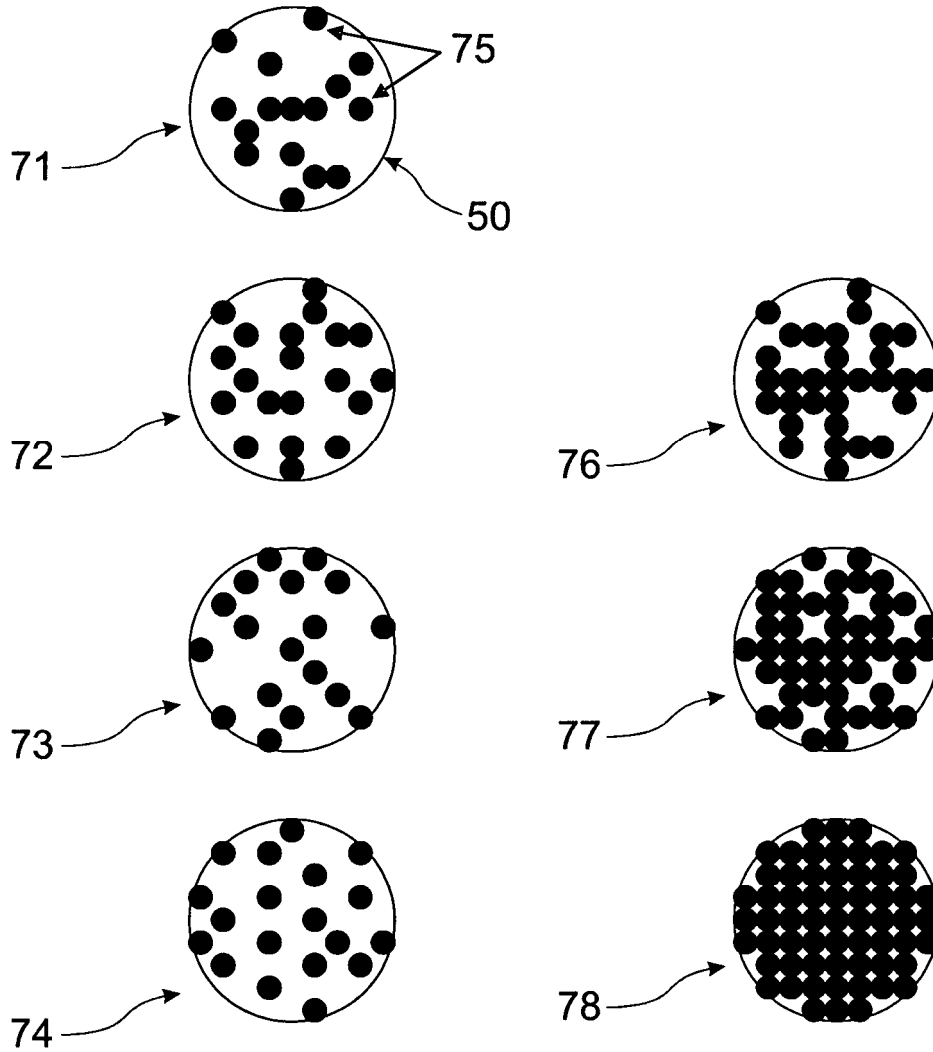


FIG. 7