

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 604 277**

51 Int. Cl.:

**A61B 3/14** (2006.01)

**A61F 9/008** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **22.09.2008 PCT/US2008/010984**

87 Fecha y número de publicación internacional: **09.04.2009 WO09045286**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **22.09.2008 E 08835609 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.10.2016 EP 2207470**

54 Título: **Aparato oftálmico semiautomático de fotocoagulación**

30 Prioridad:

**05.10.2007 US 868387**

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

**06.03.2017**

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**CHARLES, STEVEN, THOMAS**

74 Agente/Representante:

**DURÁN MOYA, Carlos**

ES 2 604 277 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**

Aparato oftálmico semiautomático de fotocoagulación

**5 SECTOR DE LA INVENCION**

La presente invención se refiere, en general, al tratamiento oftálmico del ojo de un paciente y, más concretamente, a una máquina para el tratamiento oftálmico fotomedicinal semiautomático del ojo de un paciente.

**10 ANTECEDENTES DE LA INVENCION**

En la actualidad, situaciones tales como la retinopatía diabética, la oclusión venosa y la degeneración macular relacionada con la edad, han venido siendo tratadas con fotocoagulación inducida por medio de luz láser visible. Aunque este tipo de tratamiento mediante luz láser visible puede detener el progreso de la enfermedad subyacente, puede ser problemático.

Un problema es que algunos tratamientos oftálmicos requieren la aplicación de un gran número de dosis de láser a la retina, lo cual puede ser tedioso y precisar mucho tiempo. Dichos tratamientos requieren la aplicación de cada dosis en forma de punto de un haz láser aplicado al tejido objetivo durante un periodo de tiempo predeterminado. El médico es el responsable de asegurar que cada punto del haz de láser es posicionado de manera correcta en el tejido objetivo previsto, así como lejos de las zonas sensibles del ojo tales como la mácula, lo que podría ocasionar un deterioro permanente no intencionado. Dado que algunos tratamientos pueden requerir centenares de puntos del haz de láser para tratar los tejidos objetivo, el tiempo total de tratamiento puede ser muy largo y requerir una gran habilidad por parte del médico para asegurar que se realiza un tratamiento preciso y adecuado de la totalidad del área objetivo.

Para reducir el tiempo de tratamiento necesario para la fotocoagulación retinal, se ha propuesto un sistema y un procedimiento para la aplicación de una serie de puntos de láser de manera automática en forma de un patrón de tratamiento de los puntos, de modo que el área del tejido objetivo sea tratada de manera eficiente mediante una serie de puntos posicionados previamente sobre el tejido con la forma del patrón. Ver, por ejemplo, las publicaciones de las patentes U.S.A. 2005/0286019, 2006/0100677 y 2007/0129775. Sin embargo, el suministro rápido de la serie de puntos del haz en patrones plantea nuevos problemas. Por ejemplo, el tiempo de exposición es limitado debido al posible movimiento del ojo, e incluso con tiempos de exposición cortos se puede producir un movimiento del ojo del paciente en el momento en que el médico dispara la aplicación del patrón de tratamiento, lo que puede ocasionar la aplicación del patrón de tratamiento en un tejido que no es el objetivo. Además, los médicos habitualmente identifican las ubicaciones del tejido objetivo utilizando imágenes del ojo anteriores al tratamiento. Los sistemas y las técnicas actuales para la aplicación de patrones de puntos no tienen la posibilidad de asegurar que el tejido objetivo del tratamiento por el médico sea el mismo que el identificado en las imágenes anteriores al tratamiento. De este modo, el médico es únicamente responsable de asegurar que el tejido que debe ser tratado es el mismo tejido identificado en las imágenes anteriores al tratamiento, y que la estabilidad de la posición del ojo permite una aplicación precisa del patrón de tratamiento. Los movimientos rápidos del ojo denominados "saccades" (espasmódicos) no pueden ser rastreados de manera adecuada o compensados por los médicos. Los tiempos habituales de latencia del médico son aproximadamente de 400 ms y, de este modo, los médicos normalmente solo pueden mover el dispositivo de puntería del láser a una velocidad de 5 Hz (mientras que los movimientos del ojo son aproximadamente 100 veces más rápidos). El anestesiado de los músculos del ojo utilizando una inyección de un producto anestésico detrás del ojo puede estabilizar el ojo, pero comporta el riesgo de perforar el ojo, el nervio óptico o los vasos sanguíneos, es bastante doloroso y podría incluso causar la muerte.

La Patente U.S.A. 2007/055222 A1 explica un tratamiento oftálmico con un encuadrado de las imágenes del iris.

En consecuencia, existe la necesidad de un tratamiento oftálmico semiautomático con láser y un procedimiento que compense el movimiento del ojo del paciente, y/o que pueda ayudar al médico a verificar y ajustar el encuadre del patrón de tratamiento en el tejido objetivo identificado en las imágenes del ojo anteriores al tratamiento.

**55 CARACTERÍSTICAS DE LA INVENCION**

La presente invención resuelve los problemas antes mencionados proporcionando un sistema de tratamiento oftálmico para llevar a cabo una terapia sobre el tejido objetivo del ojo de un paciente que incluye una fuente de luz para producir la luz de tratamiento, un sistema de suministro para suministrar la luz de tratamiento al tejido objetivo en el ojo del paciente, una cámara para capturar una imagen en directo del ojo del paciente, y medios electrónicos de control para controlar el sistema de suministro, aplicando una transformación afín a una imagen anterior al tratamiento del ojo del paciente, en el que la transformación afín dilata o transforma la imagen anterior al tratamiento del tejido objetivo para ajustar la imagen anterior al tratamiento del tejido objetivo a la imagen en directo del tejido objetivo alineando la imagen transformada anterior al tratamiento del ojo del paciente con la imagen en directo capturada por la cámara, en el que la imagen transformada anterior al tratamiento incluye una plantilla de tratamiento que identifica el tejido objetivo en el interior del ojo del paciente, y en el que la imagen transformada

anterior al tratamiento es alineada mediante un rastreo del movimiento del ojo del paciente ajustando un fotograma actual de la imagen en directo del tejido objetivo a un fotograma anterior de la imagen en directo del tejido objetivo, y se verifica si el sistema de suministro está encuadrado o no con el tejido objetivo definido mediante la plantilla de tratamiento. Un dispositivo de disparo está conectado a los medios electrónicos de control, en los que en respuesta tanto a la activación del dispositivo de disparo como a la verificación de que el sistema de suministro está encuadrado con el tejido objetivo, los medios electrónicos de control están configurados para controlar el sistema de suministro para proyectar la luz de tratamiento sobre el tejido objetivo en el ojo del paciente.

Otros objetivos y características de la presente invención resultarán evidentes mediante la revisión de la especificación, las reivindicaciones y las figuras adjuntas.

### BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

La figura 1 es un diagrama esquemático que muestra un sistema de generación de luz y de escaneado para un sistema de tratamiento oftálmico semiautomático.

Las figuras 2A a 2D muestran, a modo de ejemplo, patrones de escaneado para ser utilizados con una fuente de luz pulsante o desconectada periódicamente.

Las figuras 3A a 3D muestran, a modo de ejemplo, patrones de escaneado para ser utilizados con una fuente de luz de onda continua (CW).

La figura 4 es un diagrama de flujo que muestra un procedimiento de tratamiento oftálmico semiautomático.

La figura 5 es un diagrama esquemático que muestra una realización alternativa de un sistema de generación de luz y de escaneado para un tratamiento oftálmico semiautomático.

La figura 6 es un diagrama esquemático que muestra una segunda realización alternativa de un sistema de generación de luz y de escaneado para un tratamiento oftálmico semiautomático.

### DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LAS REALIZACIONES PREFERENTES

Se da a conocer un sistema para el tratamiento oftálmico semiautomático, que incluye el doctor, de un tejido ocular objetivo que identifica con precisión las áreas del tejido a tratar encuadra el sistema de suministro de luz a dichas áreas del tejido para su tratamiento y ajusta el encuadre para compensar el movimiento del ojo del paciente durante el tratamiento.

#### Sistema de generación del patrón

La figura 1 es un diagrama esquemático de un sistema -10- adecuado para llevar a cabo un tratamiento oftálmico semiautomático del tejido ocular de un paciente. La luz de alineación (para un haz de puntería o un patrón de encuadrado) se crea utilizando una fuente luminosa -20- de encuadrado que puede ser controlada por medio de la electrónica de control -22- a través de un dispositivo de entrada/salida -24-. Se debe tener en cuenta que la utilización de la luz de alineación es opcional, y por lo tanto los elementos para su generación y su utilización podrían ser suprimidos. Se crea una luz terapéutica utilizando una fuente -26- de luz terapéutica. Las fuentes de luz -20- y -26- pueden ser cualquier dispositivo láser de gas o de estado sólido, o incluso uno o varios diodos emisores de luz. Las fuentes de luz -20-/-26- son preferentemente dispositivos independientes debido a que habitualmente producen luz de diferentes longitudes de onda y a diferentes niveles de potencia. No obstante, pueden ser combinadas en una única fuente luminosa que produce luz de encuadrado y luz terapéutica con longitudes de ondas diferentes o idénticas. La luz de encuadrado procedente de la fuente -20- es visible preferentemente al ojo desnudo (sin embargo, si se utiliza un esquema de visualización alternativo tal como una imagen de infrarrojo, puede ser no visible). La luz terapéutica procedente de la fuente -26- puede ser asimismo visible, pero no es necesario que lo sea. Si la fuente -26- de luz terapéutica produce luz visible, dicha luz puede ser utilizada asimismo para producir la luz de encuadrado en vez de la fuente -20- de luz de encuadrado (por ejemplo, simplemente reduciendo su potencia de salida durante el encuadrado del sistema cuando no existen filtros de seguridad para el ojo en la trayectoria de la visualización). De manera similar, si la fuente -26- de luz terapéutica produce luz no visible, puede ser utilizada para el encuadre de una manera similar con un esquema de formación de imágenes no visibles (por ejemplo, utilizando un dispositivo de formación de imágenes en infrarrojo).

La salida de luz procedente de la fuente -26- de luz terapéutica, encuentra en primer lugar un espejo -30- que refleja una parte fija de la luz terapéutica a un fotodiodo -32- para medir su potencia para más seguridad y con el objetivo de ajustar la potencia en tiempo real. La luz terapéutica encuentra a continuación el obturador -34-, el espejo -36- y el espejo -38-. El obturador -34- sirve fundamentalmente para controlar el suministro de la luz terapéutica, y puede ser utilizado para desconectar rápidamente y/o, en general, bloquear la luz terapéutica. El espejo -36- es un espejo giratorio opcional, y el espejo -38- se utiliza para combinar la luz terapéutica con la luz de encuadrado procedente de la fuente de luz -20- para formar un haz combinado -46- de luz de encuadrado y luz terapéutica, en el que la luz de

5 encuadrado procedente de la fuente -20- puede ser ajustado de modo que sea coincidente con la luz terapéutica en sentido descendente. Se debe tener en cuenta que la luz de encuadre y la luz terapéutica, habitualmente no son producidas simultáneamente, y que en este caso el espejo -36- en realidad combina las trayectorias de los haces de estos haces de luz (es decir, la luz de encuadre y luz terapéutica -46- contiene solamente luz de encuadre en ciertos momentos y luz terapéutica en otros momentos). Se utiliza un espejo -40- para reflejar una parte de la luz combinada de encuadre y terapéutica al fotodiodo -42- para una medición adicional (y asimismo proporciona un control duplicado de la situación del obturador -34-).

10 Se puede utilizar una lente -44- para enfocar la luz -46- combinada de encuadre y terapéutica antes de su entrada en el conjunto de escaneado -48-. La lente -44- puede ser una lente sencilla o una lente compuesta. Si la lente -44- es una lente compuesta, puede estar configurada como un conjunto de lentes de amplificación que ajusta el tamaño de los puntos -S- y, por lo tanto, del patrón -P-. Otra lente -50- puede ser colocada a una longitud focal alejada del punto óptico central del conjunto de escaneado -48- para producir un escaneado telecéntrico (aunque esto es opcional). En el caso de los sistemas que incluyen la lente -50-, el escaneado telecéntrico sirve para maximizar la velocidad de escaneado siempre que los restantes elementos ópticos sean suficientemente grandes para abarcar todo el escaneado. La mayor parte de las lentes de contacto para el tratamiento óptico disponibles en la actualidad exigen una entrada telecéntrica.

20 El conjunto de escaneado -48- incluye preferentemente dos elementos ópticos -56- y -58- (por ejemplo, espejos, lentes, elementos de difracción, cuñas rotativas, etc.) que pueden ser inclinados o movidos individualmente de forma ortogonal para desviar (desalinear) el haz óptico -46- y dirigirlo finalmente hacia el tejido objetivo en forma de un patrón -P- (tal como los mostrados en las figuras 2A a 2D y en las 3A a 3D, y descritas con más detalle más adelante). Por ejemplo, los elementos ópticos -56-/-58- pueden ser espejos montados en galvanómetros, solenoides, dispositivos de accionamiento piezoeléctricos, motores, servomotores u otros tipos de dispositivos de accionamiento para desviar el haz -46- mediante la inclinación de los espejos. Por supuesto, se pueden utilizar asimismo escáneres bidimensionales de un único elemento, tales como deflectores acústico-ópticos, disposiciones ópticas en fase, o dispositivos con microespejos. Como alternativa, los espejos pueden tener potencia óptica (por ejemplo, tener una superficie curvada), en los que la desviación del haz se puede conseguir trasladando los espejos. O bien, los elementos ópticos -56-/-58- pueden ser una o varias lentes que desvíen el haz mediante el movimiento de traslación de las lentes.

35 La luz -46- encuentra a continuación el espejo -52- que refleja la luz hacia el tejido objetivo en el ojo -1- del paciente. El espejo -52- incluye un recubrimiento altamente reflectante que encaja espectralmente con las salidas de las luces de encuadrado y terapéutica, permitiendo sin embargo la visualización de la luz procedente del objetivo que pasa a su través, de tal modo que el área objetivo puede ser visualizada a través del espejo -52-. Preferentemente, el recubrimiento debería estar fabricado para equilibrar los blancos en la transmisión a través del espejo -52-, en el que el recubrimiento es más complicado y hace que los colores aparezcan más naturales en vez de resultar rosados cuando se utiliza un recubrimiento verde del filtro de ranura. La lente -50- puede ser utilizada asimismo para formar la imagen del punto óptico central del conjunto de escaneado -48- sobre el espejo -52- para minimizar el tamaño del espejo -52- en un intento de incrementar el ángulo entero total subtendido por el dispositivo de visualización. Cuando el espejo -52- es pequeño, puede ser colocado directamente en la trayectoria de visualización sin gran perjuicio. El espejo -52- puede ser colocado asimismo en el centro de un aparato binocular de formación de imágenes, tal como un biomicroscopio Zeiss de lámpara de rendija, sin perturbar la visualización.

45 Se puede colocar una lente oftálmica opcional -60- directamente antes del ojo para ayudar a la visualización, tal como se puede hacer con cualquier oftalmoscopio, con un biomicroscopio de lámpara de rendija, con una cámara de fondo de ojo, o con un sistema SLO u OCT. Las lentes oftálmicas -60- pueden ser una lente de contacto o una lente sin contacto y pueden ser utilizadas asimismo conjuntamente con la lente -50- para proporcionar planos conjugados de la pupila de tal modo que el escaneado pivota alrededor del iris del paciente, maximizando de este modo el campo de escaneado retinal del sistema. La visualización del tejido objetivo se realiza preferentemente observando directamente la retina a través del espejo -52- por parte del médico (es decir, utilizando un biomicroscopio de lámpara de rendija) así como utilizando una cámara -62- de alta velocidad de fotogramas (por ejemplo una cámara CCD o CMOS) para crear una imagen electrónica de la luz que pasa a través del espejo -52-. La imagen electrónica puede ser almacenada por el sistema, visualizada en una interfaz gráfica del usuario -54- (GUI), y utilizada por la electrónica de control -22- para confirmar/ajustar el encuadrado tal como se describe a continuación.

60 Los espejos, lentes y otros elementos ópticos entre las fuentes luminosas -20-/-26- y el ojo -1- del paciente forman un sistema de suministro -68- que puede ser controlado para suministrar los patrones de encuadre/tratamiento al tejido objetivo previsto. Más concretamente, el escáner -48- bajo el control de la electrónica de control -22-, crea los patrones -P- de encuadrado y de tratamiento de la luz de encuadre y terapéutica respectivamente, tal como se comenta con más detalle más adelante con respecto a las figuras 2A a 2D y 3A a 3D. Cualesquiera otros componentes del sistema de suministro -68- pueden ser controlados de manera que pueden ser movidos por medio de la electrónica de control -22-, y de este modo afectar al encuadrado final del sistema de suministro -68-. La posición y la naturaleza del patrón -P- pueden ser controlados manualmente por el médico ajustando la posición de la lente -60-, así como controlados electrónicamente mediante órdenes o controles introducidos a través de una interfaz gráfica de usuario (GUI) -54- y/o por un control automatizado mediante la electrónica de control -22-, tal

como se describe más adelante. La GUI -54- puede ser una simple pantalla táctil para visualizar las opciones del sistema, introducir órdenes, y observar las imágenes de la cámara -62- así como las imágenes importadas. Alternativamente, la GUI -54- puede comprender varios componentes separados, incluyendo un teclado numérico o un teclado completo para introducir órdenes, una pantalla táctil para visualizar las opciones del sistema y para introducir órdenes al sistema y/o una pantalla de visualización independiente para observar las imágenes de la cámara -62- (así como observar las imágenes anteriores al tratamiento y las plantillas de tratamiento descritas con más detalle más adelante). Se puede hacer que el patrón -P- o cualquiera de sus elementos sean percibidos asimismo por el médico como destellos.

#### 10 **Patrones de encuadre/tratamiento**

Los patrones de encuadrado y de tratamiento generados por el sistema -10- pueden estar compuestos por un único punto de luz, una serie de puntos de luz, un patrón continuo de luz, una serie de patrones continuos de luz, y/o cualquier combinación de los mismos, utilizando fuentes de luz tanto de ondas continuas (CW) y de luz pulsante, o de ambas, para terapias estándar, selectivas, y/o por debajo del umbral (es decir, terapias que no dejan señales visibles del tratamiento). Además, el patrón de encuadrado no es necesario que sea idéntico al patrón de tratamiento, sino que preferentemente define su posición (es decir, sus límites o su centro, etc.) con el objeto de asegurar que la luz terapéutica solamente es suministrada en el interior del área objetivo deseada o en una posición centrada en una ubicación determinada. Esto se puede realizar, por ejemplo, haciendo que el patrón de encuadrado proporcione un esquema del patrón de tratamiento previsto, o un punto, o la cruz de un retículo que muestre la posición central. De esta forma, la extensión espacial o el punto central del patrón pueden ser conocidos por el médico, si no lo son las ubicaciones exactas de los propios puntos individuales, y de este modo se optimiza el escaneado en cuanto a velocidad, eficiencia y precisión.

Los patrones de encuadrado y de tratamiento están formados preferentemente como un patrón -P- de puntos -S- de luz proyectada sobre el tejido objetivo, tal como se muestra en las figuras 2A a 2D. Los puntos -S- se muestran redondos, pero no es necesario que lo sean. Las figuras 3A a 3D muestran como uno o varios puntos -S- pueden ser utilizados para trazar o incluso formar segmentos lineales alargados rectos o curvados para formar patrones -P-, lo que es ideal en el caso de fuentes de luz de onda continua (CW). Por ejemplo, en la figura 3A, el punto -S- es escaneado a una velocidad -V- para formar los escaneados del segmento lineal -LS- del patrón -P-. Cada segmento lineal -LS- termina cuando la fuente de luz ya no suministra luz al punto -S- que está siendo escaneado que forma el segmento lineal -LS-. Esto se puede realizar de diversos modos, tales como directamente conectando y desconectando periódicamente la fuente de luz, utilizando un obturador situado en la trayectoria óptica, mediante la utilización de una abertura, etc. Tal como se muestra en la figura 3B, el patrón -P- puede estar formado por una serie de segmentos lineales -LS- y/o de puntos -S-. El segmento lineal -LS- puede tener forma o ser curvado, tal como se muestra en la figura 3C, o incluso curvado/conformado para formar objetos geométricos o símbolos tal como se muestra en la figura 3D (que es especialmente adecuada como un esquema del tejido objetivo para el patrón de encuadrado tal como se ha comentado anteriormente).

De este modo, para los objetivos de esta invención, un "patrón" de luz significa que, por lo menos, dos puntos -S- que no se solapan completamente (o que no se solapan en absoluto), o uno o varios puntos que se desplazan durante un único impulso o con luz CW, tienen como resultado un segmento lineal proyectado recto o una línea curva. Adicionalmente, el patrón de encuadrado no es necesario que sea idéntico al patrón de tratamiento. Por ejemplo, si un patrón de tratamiento contiene centenares de puntos, su ubicación se puede identificar por medio de indicaciones menos complicadas (por ejemplo, patrón de alineación de solo algunos puntos que muestran los límites y/o el centro del patrón de tratamiento). En realidad, se puede utilizar un único punto estacionario del haz de encuadrado que muestre el centro del patrón de tratamiento. Unos patrones de encuadrado simplificados, o la utilización de un único punto estacionario del haz de encuadrado, pueden ser proyectados de manera más simple y más rápida que intentar reproducir la totalidad del patrón de tratamiento con la luz de encuadrado.

#### 50 **Confirmación y compensación del encuadrado semiautomático**

Habitualmente, los médicos utilizan una o varias imágenes previas al tratamiento y/o dos conjuntos de datos bidimensionales o tridimensionales del ojo del paciente (imágenes del ojo tomadas a menudo mucho antes del tratamiento, a veces días antes y en una instalación clínica distinta utilizando equipos diferentes) para identificar las ubicaciones exactas del tejido que será blanco del tratamiento. Durante los procedimientos de tratamiento convencionales, el médico debe identificar manualmente y objetivar del tejido del ojo del paciente que fue identificado previamente utilizando las imágenes anteriores al tratamiento. Si existiera algún desajuste entre las ubicaciones del tejido identificadas previamente en las imágenes anteriores al tratamiento y las localizadas durante el tratamiento, entonces el tejido sano acabaría siendo tratado y el tejido objetivo previsto escaparía al tratamiento. Por lo tanto, para cumplimentar mejor el encuadrado del médico del patrón de tratamiento con el tejido objetivo previsto, el sistema -10- utiliza una o varias imágenes anteriores al tratamiento para producir una plantilla de tratamiento que es alineada con una imagen en directo del ojo del paciente para verificar el encuadre, compensar el movimiento del ojo del paciente, y/o controlar las diversas dosificaciones de la luz de tratamiento incluso dentro del mismo patrón de tratamiento.

La figura 4 muestra el procedimiento de confirmación y compensación del encuadrado semiautomático. En la etapa 1, se genera una imagen anterior al tratamiento del ojo. Aunque la descripción siguiente se refiere a una única imagen anterior al tratamiento para mayor simplicidad, se pueden generar asimismo una serie de imágenes anteriores al tratamiento, del mismo tipo o de un tipo diferente. La generación de imágenes puede ser realizada inmediatamente antes del tratamiento en el lugar del tratamiento, o en un sitio diferente mucho tiempo antes del tratamiento. Las fuentes de las imágenes anteriores al tratamiento pueden incluir una imagen digital en color de una cámara del fondo del ojo, un angiograma de la cámara del fondo, un angiograma confocal, un angiograma de campo ancho (preferencia reciente en la isquemia periférica en la retinopatía diabética), un angiograma con verde de indocianina, una imagen de autofluorescencia, una imagen monocromática, una imagen infrarroja, un dominio espectral o un dominio temporal OCT en 3D (tomografía de coherencia ocular) con alineación punto a punto con la imagen del fondo (retinal), un ERG multifocal, una perimetría preferencial de hiperagudeza, o un conjunto de datos de una perimetría estática. La formación de datos de la imagen anterior al tratamiento puede ser con datos funcionales representados en 2D o en 3D, datos OCT, etc. La imagen puede ser asimismo una imagen compuesta utilizando una serie de diferentes fuentes de datos en 2D e imágenes del ojo del paciente.

En la etapa 2, se crea una plantilla de tratamiento que identifica qué porción o porciones del tejido en la imagen anterior al tratamiento debe ser tratada. La plantilla de tratamiento está fabricada preferentemente utilizando un dispositivo electrónico informático con una pantalla de visualización y entradas de usuario tales como una palanca de mando, un ratón u otro dispositivo de puntería. Este dispositivo informático puede estar separado del sistema de tratamiento o puede estar integrado en dicho sistema de tratamiento. Por ejemplo, la plantilla de tratamiento puede estar formada cargando la imagen anterior al tratamiento en un ordenador corriente y, a continuación, marcando digitalmente ubicaciones en dicha imagen que justifiquen el tratamiento utilizando la pantalla de visualización del ordenador y los dispositivos de entrada convencionales del ordenador (teclado, ratón, palanca de mando, pantalla táctil, etc.). Alternativamente, la imagen anterior al tratamiento puede ser cargada en el sistema -10- utilizando un puerto de entrada -66- en el que el dispositivo informático incluye la electrónica de control -22-. La plantilla de tratamiento puede ser generada a continuación utilizando la GUI -54- y opcionalmente uno o varios dispositivos de entrada -64-.

Preferentemente, el dispositivo informático para crear la plantilla de tratamiento incluye herramientas de software o de hardware para ayudar al médico a marcar ubicaciones en la imagen del ojo del paciente para el tratamiento. Por ejemplo, el dispositivo informático puede incluir herramientas para añadir o quitar puntos de un patrón de tratamiento, o para permitir que el médico destaque un área de tratamiento a la que se añade un patrón de tratamiento. Teóricamente, el dispositivo informático debe ayudar al médico a establecer uno o varios patrones de tratamiento de los que el sistema -10- descrito anteriormente es capaz de producir. El dispositivo informático podría disponer de una biblioteca de patrones de tratamiento de muestra de un tamaño y forma ajustables, para permitir que el médico seleccione, localice y ajuste uno o varios patrones de tratamiento para cubrir áreas enteras de la imagen en las que está justificado el tratamiento. Los patrones habituales podrían incluir sin estar limitados a ellos: fotocoagulación panretinal inicial o de llenado (FP), patrón de tratamiento en malla, patrón de tratamiento sectorial, patrones que "pintan" una membrana coroidal neovascular, patrones que "pintan" alrededor de un orificio o un rasgado retinal, o patrones que "pintan" alrededor de áreas identificadas automáticamente para el tratamiento de microaneurismas, patrones requeridos para un ensayo clínico, y/o patrones a medida desarrollados por un experto o por un usuario frecuente. En el desarrollo de los patrones de tratamiento, el dispositivo informático puede estar configurado para incorporar automáticamente patrones de tratamiento que eviten ciertas áreas de la imagen. Por ejemplo, el dispositivo informático puede estar ajustado para localizar y evitar formas o áreas que están en negro (que indican un tratamiento anterior) o en rojo (que indican grandes vasos o sangre), o para evitar áreas marcadas por el médico tales como la fovea y el nervio óptico. El dispositivo informático puede estar configurado asimismo para localizar y establecer áreas objetivo que son objetivos probables, tales como una membrana coroidal neovascular, microaneurismas, o una fuga debida a una retinopatía serosa central. El tamaño del punto puede variar según la ubicación. Los puntos FP pueden ser mayores en la periferia y menores cerca del polo posterior, y podrían estar intercalados regularmente entre puntos anteriores determinados por el algoritmo para evitar el negro descrito anteriormente, o una plantilla alineada de una sesión anterior de tratamiento.

La generación de las plantillas de tratamiento no es necesario que esté limitada a identificar y controlar únicamente ubicaciones de tratamiento. La información de control de la dosificación puede estar asimismo incorporada en la plantilla de tratamiento y ser utilizada por el sistema -10- para variar automáticamente la dosificación (potencia, tamaño del punto y duración) de la luz de tratamiento para diversas ubicaciones dentro del tejido objetivo. Ésta puede ser una función automática realizada por el dispositivo informático, o llevada a cabo manualmente por el médico, o una combinación de ambas. Por ejemplo, la absorción de la energía láser es, en general, una función de la pigmentación. Los tejidos que son de color más claro o que son más reflectantes requerirán, generalmente, una dosificación más elevada de luz de tratamiento. Por el contrario, los tejidos que son de color oscuro son más absorbentes y requerirán, en general, una dosificación menor de la luz de tratamiento. En la generación de la plantilla de tratamiento, las características de pigmentación y de reflectancia/absorción pueden ser utilizadas por el dispositivo informático y/o por el médico para determinar la dosificación correcta para cada punto o ubicación dentro del tejido objetivo. Mediante la inclusión de esta información en la plantilla de tratamiento, el sistema -10- puede utilizar luego esta información para ajustar automáticamente la potencia del láser y/o el tiempo de permanencia para proporcionar la dosificación óptima de tratamiento en cada ubicación dentro del tejido objetivo (incluso en base a

tiempo real punto a punto, para un patrón de tratamiento que contenga centenares de puntos). Aunque la medición de la absorción sería óptima si estuviera determinada a una longitud de onda próxima a la longitud de onda prevista para el tratamiento, la melanina es un elemento absorbente de banda ancha y los pigmentos de los bastones y de los conos son asimismo absorbedores acumulativos del verde (próximos a las longitudes de onda utilizadas más corrientemente en los tratamientos), lo que significa que la formación de la imagen en la longitud de onda exacta del tratamiento puede no ser necesaria en muchos procedimientos que utilizan un control automatizado de la dosificación. El control automatizado de la dosificación tiene como resultado conseguir una mayor precisión y seguridad, permitiendo un tratamiento por debajo del umbral más preciso y reduciendo la posibilidad de ruptura de la membrana de Bruch y de hemorragias.

La plantilla de tratamiento representa una superposición digital en el caso de la imagen anterior al tratamiento que define las ubicaciones y las dosificaciones del tratamiento, incluyendo el patrón o patrones exactos y las dosificaciones dentro de dicho patrón o patrones de tratamiento. La plantilla de tratamiento puede estar incorporada en el mismo archivo digital que contiene la imagen anterior al tratamiento, o habitualmente almacenada como un archivo digital independiente. La utilización de una plantilla de tratamiento permite que el médico se tome su tiempo para definir con exactitud donde serán aplicados los puntos o patrones de tratamiento y a qué dosificaciones, mediante un análisis cuidadoso de la imagen anterior al tratamiento sin la presencia del paciente (y posiblemente incluso fuera del entorno clínico). La plantilla de tratamiento puede incluso ser "firmada digitalmente" por el médico y archivada indeleblemente a efectos de la gestión de riesgos. La plantilla de tratamiento puede servir asimismo como un informe de la operación después del tratamiento.

En la etapa 3, la imagen anterior al tratamiento y la plantilla de tratamiento son cargadas en el sistema -10- a través del puerto de entrada -66-, y son almacenadas preferentemente en un dispositivo de almacenamiento -22a- (por ejemplo, disco duro, memoria flash no volátil, CD, DVD, etc.) que está contenido en su interior o conectado a la electrónica de control -22-. El puerto de entrada -66- puede ser un puerto para recibir archivos electrónicos de un dispositivo de almacenamiento (es decir, un disco CD/DVD, una llave de memoria flash, etc.) o una conexión a la red para recibir archivos electrónicos de una red, o incluso proporcionar una conexión directa con el dispositivo informático utilizado para generar la plantilla de tratamiento. Si se utiliza el sistema -10- para generar la plantilla de tratamiento, esta etapa de carga puede ser suprimida, ya que los datos de la imagen anterior al tratamiento habrían sido cargados previamente en el sistema -10- y la plantilla de tratamiento habría sido creada internamente por el sistema -10-.

En la etapa 4, el sistema de suministro -68- está encuadrado al ojo del paciente. Esto se puede ser realizado por el médico manteniendo y encuadrando la lente -60- (preferentemente una lente de contacto) al ojo del paciente (lo que resuelve la optimización de la imagen, la oblicuidad, las reflexiones desde la lente de contacto, el tamaño de la pupila, el descentrado de la pupila, las opacidades corneales y de la lente, y los problemas de astigmatismo), y/o mediante la manipulación del encuadrado del sistema de suministro -68- a través de uno o varios dispositivos de entrada o de control -64- y/o de la GUI -54- mientras se observa directamente el tejido objetivo o se utiliza la imagen en tiempo real de la cámara -62- como guía. Cuando el sistema de suministro -68- está encuadrado, en general, al ojo del paciente, la cámara -62- capturará una imagen en directo del ojo del paciente que será enviada a la electrónica de control -22- y visualizada en la GUI -54- o en otro dispositivo de visualización.

En la etapa 5, el sistema -10- alinea la imagen anterior al tratamiento y la plantilla de tratamiento con la imagen en directo de la cámara -66-, de tal modo que el sistema -10- puede determinar con precisión dónde, sobre la imagen anterior al tratamiento y sobre la plantilla de tratamiento, está apuntando el sistema de suministro. Esta alineación de la imagen se puede llevar a cabo utilizando una transformación afín u otros algoritmos de dilatación y transformación que encajan las amplitudes bidimensionales del video de la imagen en directo procedentes de la cámara -62- con las amplitudes del video bidimensional de la imagen anterior al tratamiento. Este proceso implica la dilatación o la transformación de la imagen anterior al tratamiento, de modo que se crea el mejor encaje con la imagen en directo. De manera opcional, se pueden utilizar técnicas de reconocimiento de las características para realizar la alineación de la imagen. Siempre que el encuadre del sistema de suministro en la etapa 4 sea próximo al del tejido objetivo previsto (es decir, que exista un solapado sustancial entre las imágenes anteriores al tratamiento y las imágenes en directo), el sistema -10- reconocerá la imagen en directo y alineará la imagen anterior al tratamiento con la misma.

La alineación probablemente no requerirá imágenes de megapíxeles de la cámara -62-, en la que resoluciones tan bajas como de 512x512 o VGA (640/480) demostrarán que probablemente son suficientes (reduciendo de este modo el coste y permitiendo mayores velocidades de los fotogramas y un ancho de banda menor para el procesado que las cámaras de megapíxeles). La cámara -62- incluirá habitualmente un sensor monocromático con un elevado factor de llenado (100%) para mejorar la eficiencia fotónica, o un sensor de escaneado progresivo para un mejor procesamiento de la imagen. La cámara -62- puede incluir sensores de infrarrojo o de luz visible que detectan la imagen retinal a partir de la luz blanca de iluminación utilizada normalmente por los médicos para iluminar y visualizar el tejido objetivo con el biomicroscopio de lámpara de rendija. La velocidad de la toma de fotogramas de la cámara -62- debe ser significativamente más elevada que las velocidades del video, dado que un ojo sin limitaciones requiere aproximadamente 1 kHz para la estabilización de los movimientos de "saccade" (espasmódicos). Se puede utilizar un fluido de acoplamiento de alta viscosidad y lentes de contacto con reborde con una gran área superficial de contacto para disminuir algo las velocidades de "saccade" del ojo del paciente.

Es deseable que el sistema mantenga una alineación correcta en el caso de movimiento del ojo del paciente, lo que significa que el sistema -10- detectará y rastreará preferentemente el movimiento del ojo mientras mantiene la alineación. Un ejemplo no limitativo de alineación de imagen que puede rastrear el movimiento del ojo es la utilización de un procesamiento en tubería (utilizando preferentemente un procesamiento de la imagen en silicio FPGA tal como se hace mediante Xilinx) utilizando algoritmos Chi cuadrado (que han demostrado que son efectivos para el rastreo retinal). Este proceso se puede llevar a cabo mediante la comparación de la amplitud del video bidimensional del fotograma actual de la imagen en directo del ojo del paciente con la del fotograma anterior para determinar la direccionalidad y la amplitud de cualquier movimiento. Por ejemplo, la imagen del fotograma actual puede ser desplazada de manera iterativa, por ejemplo, un píxel a la derecha, donde se realiza el cálculo para determinar si existe un ajuste. Esto se repite con movimientos a la izquierda, hacia arriba, y hacia abajo, hasta que se consigue el mejor ajuste o encaje. Una vez se ha conseguido el ajuste mejor, se puede determinar la magnitud del movimiento del ojo por medio de cuántos movimientos de los píxeles XY han sido necesarios para conseguir el mejor ajuste o encaje. Estos ajustes del movimiento del píxel son aplicados a continuación a la plantilla de tratamiento posicionándola mediante espejos móviles para mantener la alineación correcta con la imagen en directo.

Es preferible que el médico confirme que se ha conseguido la alineación correcta entre la imagen en directo de la cámara y la plantilla de tratamiento (incorporada en la imagen anterior al tratamiento). Esto se puede conseguir utilizando la GUI -54- que puede presentar visualmente una superposición de la imagen en directo y la plantilla de tratamiento. Esta imagen superpuesta proporciona la confirmación visual que el médico precisa, de que la alineación fue realizada correctamente, y de que el sistema está dispuesto para suministrar el patrón o patrones de tratamiento. De este modo, mientras el sistema -10- bloquea la alineación automáticamente una vez que el médico encuadra el sistema de suministro -68- en el tejido objetivo previsto o cerca del mismo, la alineación debe ser confirmada visualmente por el médico antes de iniciar el tratamiento.

Una vez conseguida la alineación, la presentación visual superpuesta de la imagen en directo y la imagen anterior al tratamiento puede indicar al médico que puede ser necesario un encuadre manual adicional para centrar mejor el sistema de encuadrado del suministro con el tejido objetivo tal como está definido por medio de la plantilla de tratamiento. Un encuadre defectuoso puede ser producido asimismo por el movimiento del ojo del paciente. De este modo, puede ser preciso un encuadre adicional del sistema de suministro -68- al ojo del paciente por parte del médico durante y después de la alineación de la imagen de la etapa 5. La confirmación del encuadre se puede realizar de diversas formas. El médico puede manipular el encuadre del sistema de suministro hasta que el tejido objetivo definido por la plantilla de tratamiento esté dentro de la visión de la pantalla que muestra la superposición de la imagen, dentro de una zona determinada en la pantalla, o incluso en el centro de la pantalla. Alternativamente, un haz de puntería puede ser dirigido al ojo que muestre visualmente el encuadre del sistema de suministro, con lo que el médico ajusta el encuadrado hasta que el haz de puntería está dentro del patrón de tratamiento (o incluso centrado con respecto al mismo) definido por la plantilla de tratamiento. O también, se proyecta un patrón de encuadrado tal como ha sido descrito anteriormente con respecto a la figura 1, sobre el ojo del paciente y el médico ajusta el encuadre del sistema de suministro hasta que el patrón de encuadrado lo recubre parcial o totalmente o está centrado con respecto al mismo, o incluso está perfectamente alineado en base punto a punto, con el patrón de tratamiento tal como ha sido definido por la plantilla de tratamiento y ha sido visualizado en la pantalla con la imagen superpuesta.

Después de haber sido confirmada la alineación, y haber completado cualquier encuadre adicional por parte del médico, de modo que el sistema de suministro -68- esté encuadrado o cerca del área de tratamiento propuesta, el médico activa el tratamiento en la etapa 6 mediante el disparo de un dispositivo de entrada o control -64- (por ejemplo, un pedal, un interruptor de mano o cualquier otro dispositivo de disparo equivalente) con el que el sistema -10- aplica el patrón de tratamiento al ojo del paciente. Mientras que el sistema se podría basar únicamente en el encuadre del médico (y estar configurado simplemente para impedir el tratamiento si el encuadre está o resulta demasiado descuadrado con respecto al tejido definido por la plantilla de tratamiento), es preferente que el sistema -10- manipule activamente antes y durante el tratamiento para conseguir y/o mantener el encuadrado del sistema de suministro -68- con el tejido objetivo. Más concretamente, cuando el médico dispara el tratamiento, el sistema -10- confirma que el sistema de suministro -68- está apuntado con precisión al tejido objetivo previsto (tal como está definido por medio de la plantilla de tratamiento). Si no lo está, el sistema -10- (a través de la electrónica de control -22-) buscará el área designada para el tratamiento y, si la encuentra, ajustará el encuadre del sistema de suministro -68- hasta que quede encuadrado con dicho tejido objetivo previsto (es decir, de tal modo que el patrón de tratamiento sea proyectado sobre el tejido del ojo en las mismas ubicaciones y dosificaciones que las definidas por la plantilla de tratamiento). Además, cuando la plantilla de tratamiento es aplicada al tejido ocular, el encuadre del sistema de suministro -68- será ajustado constantemente según se precise para compensar cualquier movimiento del ojo detectado por el sistema (es decir, el sistema rastreará los movimientos del ojo en tiempo real y realizará las correcciones apropiadas al encuadre del sistema de suministro -68-). Con esta técnica el médico solamente necesita encuadrar el sistema de alineación -68- próximo al tejido objetivo previsto (ajuste del recorrido) donde el sistema -10- completará automáticamente y verificará el encuadrado (ajuste fino) utilizando la plantilla de tratamiento y a continuación aplicará automáticamente el patrón de tratamiento al tejido del ojo.



La precisión real de la técnica descrita anteriormente se consigue mediante la creación por parte del médico de una plantilla detallada que muestre exactamente dónde se debe producir el tratamiento y a qué dosificaciones, acoplada con un sistema que utiliza dicha plantilla para conseguir y mantener el encuadre mientras aplica dosis predeterminadas de luz terapéutica al tejido objetivo. La precisión se consigue también porque es el tejido real que está siendo tratado (a diferencia de la pupila, el iris, u otro tejido adyacente) del que se está obteniendo también la imagen para el encuadrado y el control de la dosificación. Además, debido a que el sistema puede manipular el encuadre del sistema de suministro para rastrear el tejido objetivo que se está moviendo, se pueden utilizar unos tiempos de exposición más largos para proyectar mejor o pintar patrones o puntos móviles sobre el tejido objetivo para un tratamiento más uniforme.

Existen otras ventajas y usos para las plantillas de tratamiento descritas anteriormente. La plantilla de tratamiento de una sesión de tratamiento puede ser almacenada y utilizada más tarde durante una sesión posterior de tratamiento como un indicador preciso de las ubicaciones anteriores del tratamiento. Por ejemplo, en un nuevo tratamiento FP de llenado, la plantilla de tratamiento de una sesión de tratamiento anterior puede ser utilizada para definir y localizar ubicaciones de tejido intercaladas de tratamientos de láser previos. Las plantillas de tratamiento genéricas pueden ser generadas asimismo para una utilización generalizada entre muchos pacientes candidatos. Por ejemplo, los expertos oftálmicos pueden preparar plantillas de tratamiento para estudios específicos o para tratamientos especializados optimizados. Estas plantillas de tratamiento genéricas pueden ser trazadas para formas geométricas específicas del paciente con algunas modificaciones, en las que se mantiene el aspecto genérico del tratamiento previsto.

El margen de búsqueda en el interior de la imagen anterior al tratamiento y de la plantilla de tratamiento, y/o la magnitud del ajuste fino aplicado al sistema de suministro -68- se reduce en primer lugar mediante la inclusión del ajuste del encuadrado del recorrido por parte del médico, especialmente si el médico intenta continuamente llevar el tejido objetivo a encuadrarse mientras el sistema corrige también el movimiento del ojo. El sistema y la técnica antes descritos, aumentan la precisión, la seguridad y la eficiencia, reduciendo al mismo tiempo el riesgo de deslizamiento del PER (pigmento epitelial de la retina) causado por la difusión térmica, permitiendo de este modo que el médico trate con seguridad los tejidos más próximos a las áreas sensibles tales como la zona foveal avascular, la mácula, las marcas de láser anteriores, etc.

Existen muchas aplicaciones para el sistema de tratamiento semiautomático y la técnica descritos anteriormente, incluyendo el tratamiento de microaneurismas en el edema macular diabético (utilizando pequeños puntos rojos brillantes como identificador en la imagen), en la retinopatía diabética y en las oclusiones venosas, en la oclusión venosa retinal ramificada (OVRR), en la oclusión venosa retinal central (OVRC), en el edema macular diabético, en las membranas neovasculares coroidales focales extrafoveales o peripapilares (CNV), en fugas en la retinopatía serosa central (RSC), en lesiones retinales por proliferación angiomasosa (RPA), en roturas de la retina, en teleangiectasia, o en vasos de alimentación (habitualmente identificados mediante ICG, en angiografía de alta velocidad de fotogramas).

La figura 5 muestra un diagrama esquemático de una realización alternativa del sistema de la figura 1, con suministro por fibra óptica. En esta realización, se utiliza la lente -70- para inyectar la luz de encuadre y la luz terapéutica -46- en una fibra óptica -72-. La luz -46- que sale de la fibra óptica -72- encuentra las lentes -74- y -76- que acondicionan la luz y pueden actuar como un sistema de amplificación antes de que la luz entre en el conjunto de escaneado -48-. Se puede enviar una imagen de la cara de salida de la fibra óptica -72- al área objetivo y se puede utilizar un perfil de intensidad de "techo plano" en vez del perfil de Gauss producido por los láseres de gas. El resto del sistema de la figura 5 es el mismo que el mostrado en la figura 1.

La figura 6 muestra un diagrama esquemático de otra realización que es similar a la comentada anteriormente con respecto a la figura 1, pero con la adición de un elemento óptico -92- de adaptación, en sustitución de los espejos de escaneado -56-/-58- en el conjunto de escaneado -48- para escanear la luz -46-. En esta realización, el elemento óptico -92- de adaptación puede estar reconfigurado para producir un sistema óptico complejo. Por ejemplo, se puede realizar tanto un escáner como cualquier posible corrección anamórfica a la luz -46- con este único elemento. Algunos ejemplos de dicho elemento óptico -92- incluyen: espejos deformables, lentes deformables, y dispositivos de sincronizado ópticos. El escáner -48- podría adoptar asimismo otras configuraciones. Concretamente, en el caso de movimientos significativos del ojo, el escáner -48- puede incorporar una óptica adicional para grados de libertad adicionales tales como una compensación para 5 grados de libertad de movimiento de un blanco retinal con respecto al sistema de suministro (traslaciones en 3D, inclinación, oscilación). Por ejemplo, si el ojo gira significativamente hacia arriba, la compensación de la inclinación ascendente puede no ser suficiente, mientras que un sistema óptico que se pueda trasladar hacia abajo e inclinarse hacia arriba, enfocado mientras se mueve, puede ser más versátil (opcionalmente con la ayuda del médico). Otras técnicas de escaneado del haz de luz -46- podrían incluir las fuentes luminosas como parte del conjunto de escaneado -48- (es decir, movimiento del haz mediante el desplazamiento de las propias fuentes luminosas -20-/-34- directamente), justo antes de utilizar un único elemento óptico móvil en otra parte en el sistema de suministro (por ejemplo, el espejo -52-) o de manipular cualquiera de los demás elementos ópticos en el sistema de suministro -68-. Si los elementos ópticos -56-/-58- tienen potencia óptica, entonces pueden añadirse elementos ópticos de compensación (no mostrados) para producir una imagen, a diferencia de una simple iluminación sobre el tejido objetivo.

5 Se debe comprender que la presente invención no está limitada a la realización o realizaciones descritas anteriormente y mostradas en esta memoria, sino que abarca todas y cualesquiera variaciones que estén comprendidas dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas. Por ejemplo, mientras que el escáner -48- es ideal para realizar los ajustes de encuadre (fino) necesarios, otros elementos ópticos en la cadena óptica de suministro pueden ser desplazados o utilizados para implementar de otro modo la posición de encuadre fino del patrón de tratamiento antes de que sea aplicado. Adicionalmente, aunque los láseres son las fuentes de luz preferentes para el tratamiento y/o para la luz de encuadrado, cualquier fuente de luz apropiada puede ser utilizada. 10 Se debe tener en cuenta que la luz terapéutica puede servir para fines de diagnóstico y/o de tratamiento. Mientras que el conjunto de escaneado ha sido descrito como formando tanto un patrón de encuadrado como un patrón de tratamiento, podría simplemente pasar a lo largo de un haz para apuntar la fuente de la luz de encuadre para indicar visualmente el centro de otra posición del patrón de tratamiento o un simple haz de tratamiento. La funcionalidad de la electrónica de control puede ser implementada en su totalidad mediante uno o varios componentes eléctricos, y/o 15 incluir uno o varios componentes o módulos hallados en el software y/ en los microprogramas (firmware).

**REIVINDICACIONES**

- 5 1. Sistema de tratamiento oftálmico para realizar una terapia sobre un tejido objetivo en el ojo de un paciente, que comprende:
- una fuente de luz para producir la luz de tratamiento;
- un sistema de suministro para suministrar la luz de tratamiento al tejido objetivo en el ojo del paciente;
- una cámara para capturar una imagen en directo del ojo del paciente;
- dispositivos electrónicos de control para:
- 10 controlar el sistema de suministro;
- aplicar una transformación afin a una imagen anterior al tratamiento del ojo del paciente en la que la transformación afin dilata o transforma la imagen anterior al tratamiento del tejido objetivo para ajustar la imagen anterior al tratamiento del tejido objetivo a la imagen en directo del tejido objetivo;
- 15 alinear la imagen transformada anterior al tratamiento del ojo del paciente con la imagen en directo capturada por la cámara, en la que la imagen transformada anterior al tratamiento incluye una plantilla de tratamiento que identifica el tejido objetivo en el interior del ojo del paciente, y en la que la imagen transformada anterior al tratamiento es alineada mediante el movimiento de rastreo del ojo del paciente, por medio del ajuste de un fotograma actual de la imagen directa del tejido objetivo a un fotograma previo de la imagen en directo del tejido objetivo; y
- 20 verificar si el sistema de suministro está encuadrado o no con el tejido objetivo definido por la plantilla de tratamiento; y
- un dispositivo de disparo conectado a la electrónica de control, en el que como respuesta tanto a la activación del dispositivo de disparo como a la verificación de que el sistema de suministro está encuadrado con el tejido objetivo, la electrónica de control está configurada para controlar el sistema de suministro para proyectar la luz de tratamiento sobre el tejido objetivo en el ojo del paciente.
- 25
2. Sistema, según la reivindicación 1, en el que la electrónica de control está configurada de tal modo que, si dicho encuadrado del sistema de suministro con el tejido objetivo no es verificada, entonces la electrónica de control ajusta el encuadre del sistema de suministro en un intento de encuadrar el sistema de suministro con el tejido objetivo identificado mediante la plantilla de tratamiento, y en el que la electrónica de control controla el sistema de suministro para proyectar la luz de tratamiento sobre el ojo del paciente si dicho intento tiene éxito.
- 30
3. Sistema, según la reivindicación 1, en el que la electrónica de control está configurada para detectar el movimiento del ojo del paciente a partir de la imagen en directo, y para ajustar el encuadre del sistema de suministro para rastrear dicho movimiento, de tal modo que el sistema de suministro permanece encuadrado con el tejido objetivo.
- 35
4. Sistema, según la reivindicación 1, en el que:
- la plantilla de tratamiento incluye información de la dosificación; y
- la electrónica de control varía las dosificaciones de la luz de tratamiento sobre el tejido objetivo en respuesta a la información de la dosificación.
- 40
5. Sistema, según la reivindicación 1, que comprende además:
- un dispositivo de entrada para recibir la imagen anterior al tratamiento.
- 45
6. Sistema, según la reivindicación 1, que comprende además:
- una pantalla de visualización para visualizar una imagen superpuesta de la plantilla de tratamiento y de la imagen en directo.
- 50
7. Sistema, según la reivindicación 6, en el que la imagen superpuesta incluye indicaciones generadas a partir de la plantilla de tratamiento que identifican visualmente las ubicaciones de tratamiento deseadas en el tejido objetivo.
8. Sistema, según la reivindicación 1, que comprende además:
- una segunda fuente de luz para producir la luz de encuadrado, en el que el sistema de suministro está configurado para suministrar la luz de encuadrado al ojo del paciente para indicar visualmente el encuadre del sistema de suministro con respecto al ojo del paciente.
- 55
9. Sistema, según la reivindicación 1, en el que el sistema de suministro comprende un dispositivo de escaneado para desviar la luz de tratamiento para producir un patrón de tratamiento de la luz de tratamiento para su proyección sobre el ojo del paciente.
- 60
10. Sistema, según la reivindicación 9, que comprende además:
- una segunda fuente de luz para producir luz de encuadrado, en el que el sistema de suministro está configurado para suministrar la luz de encuadrado al ojo del paciente, y en el que el dispositivo de escaneado está configurado para desviar la luz de encuadrado para producir un patrón de encuadrado de la luz de encuadre sobre el ojo del paciente para indicar visualmente el encuadre del sistema de suministro sobre el ojo del paciente.
- 65

11. Sistema, según la reivindicación 1, que comprende además:  
una entrada de usuario conectada a la electrónica de control para ajustar el encuadre del sistema de suministro al ojo del paciente.
- 5 12. Sistema, según la reivindicación 1, que comprende además:  
un dispositivo de almacenamiento para almacenar la imagen anterior al tratamiento y la plantilla de tratamiento.
- 10 13. Sistema, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores,  
en el que el ajuste del fotograma actual de la imagen en directo del tejido objetivo al fotograma anterior de la imagen en directo del tejido objetivo se basa en un algoritmo Chi cuadrado.

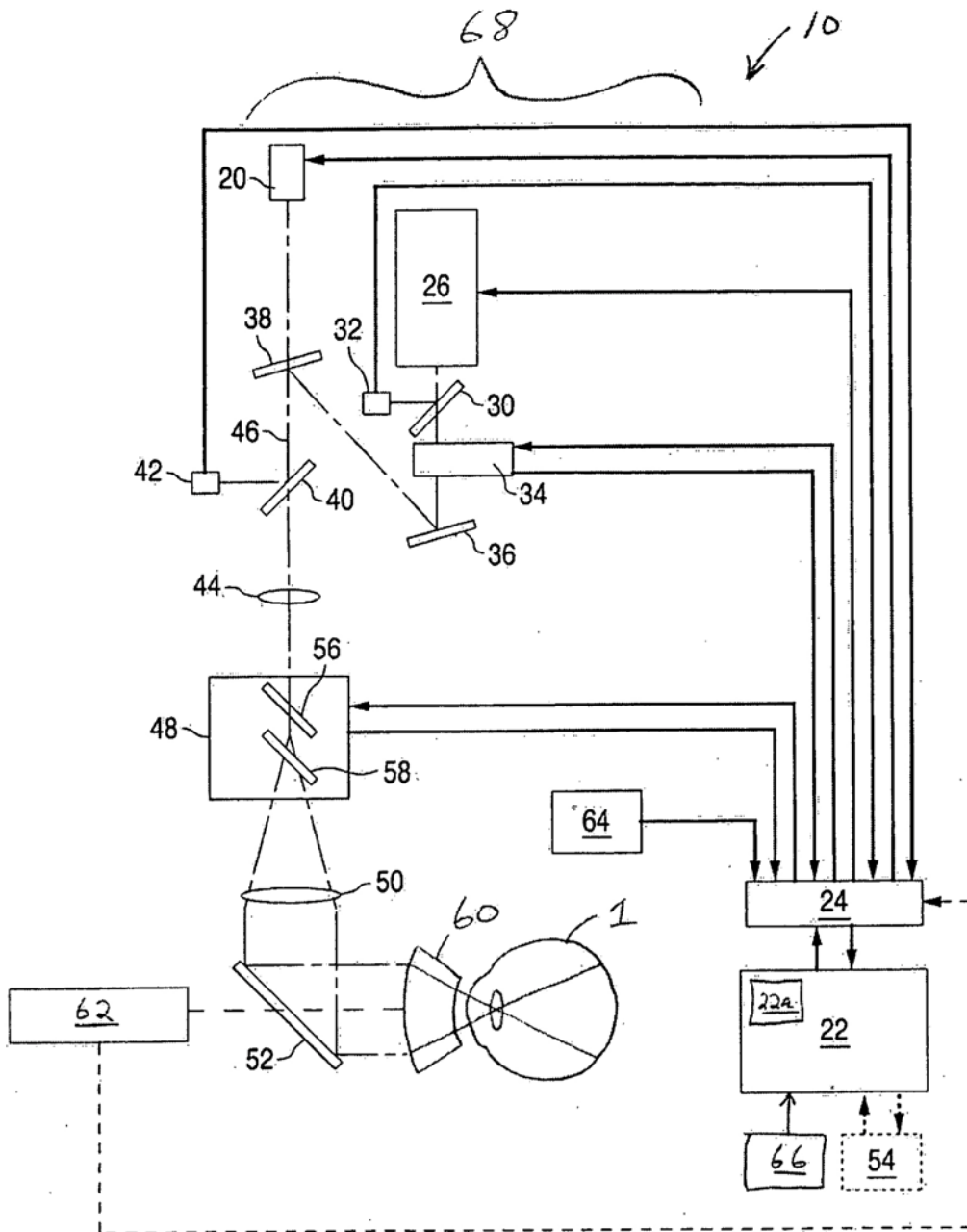


FIG. 1



FIG. 2A

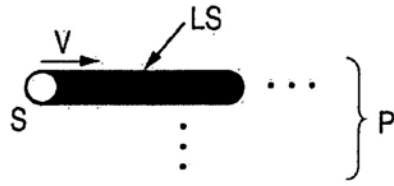


FIG. 3A

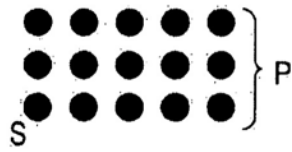


FIG. 2B

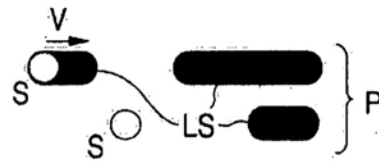


FIG. 3B

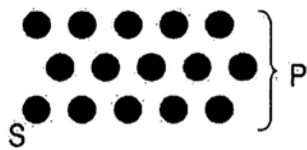


FIG. 2C



FIG. 3C

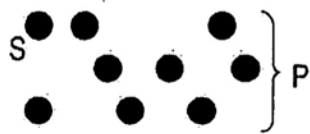


FIG. 2D

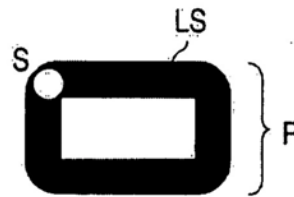
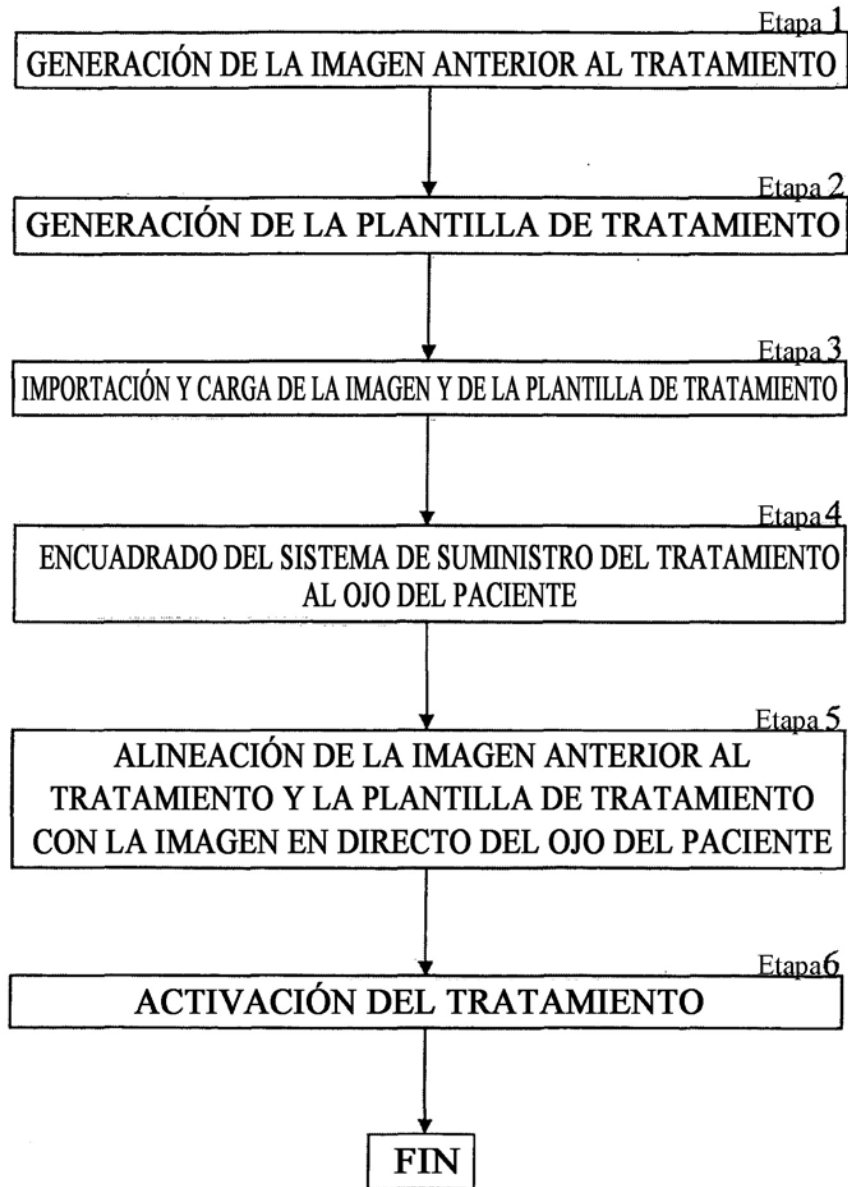


FIG. 3D



**FIG. 4**

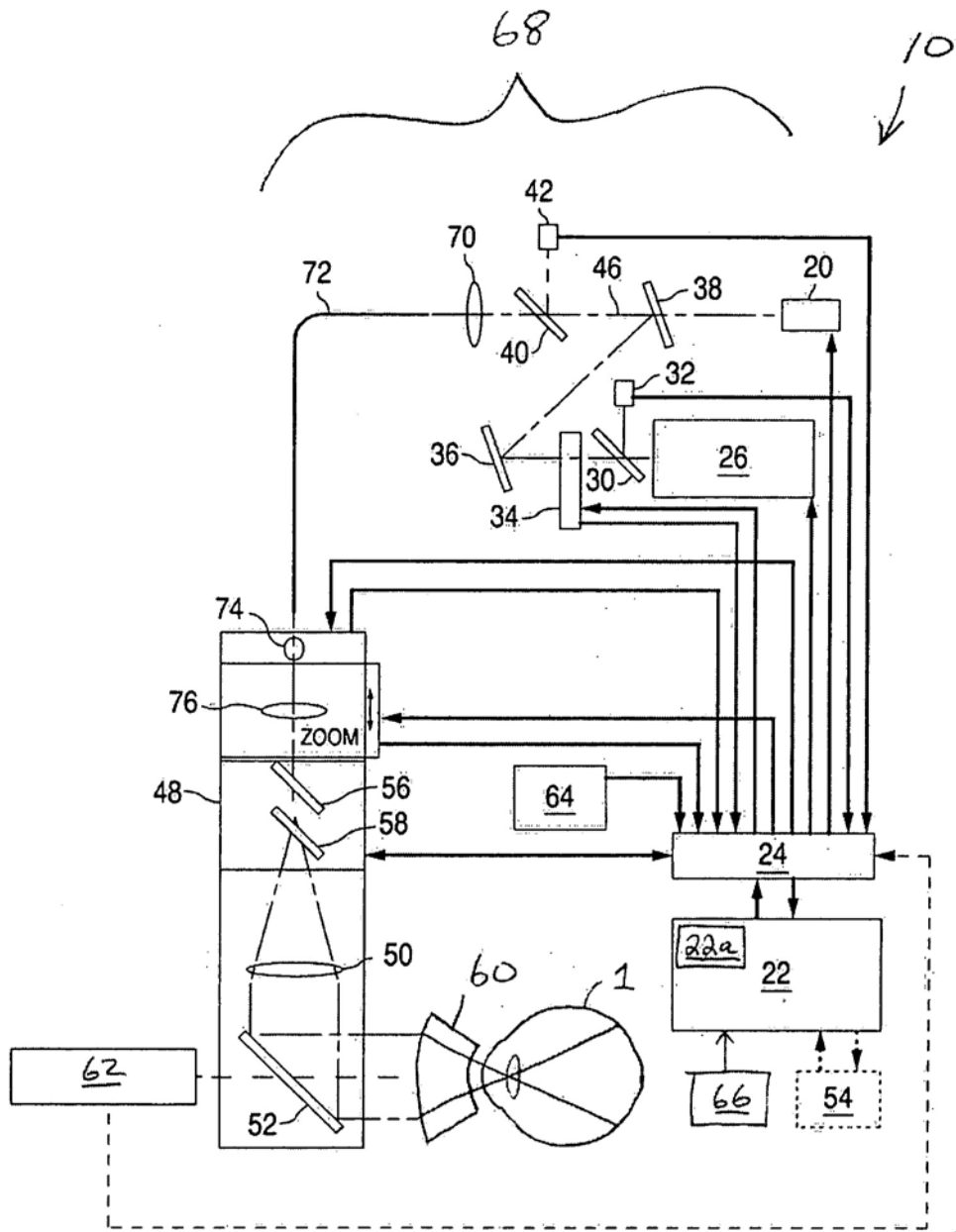


FIG. 5



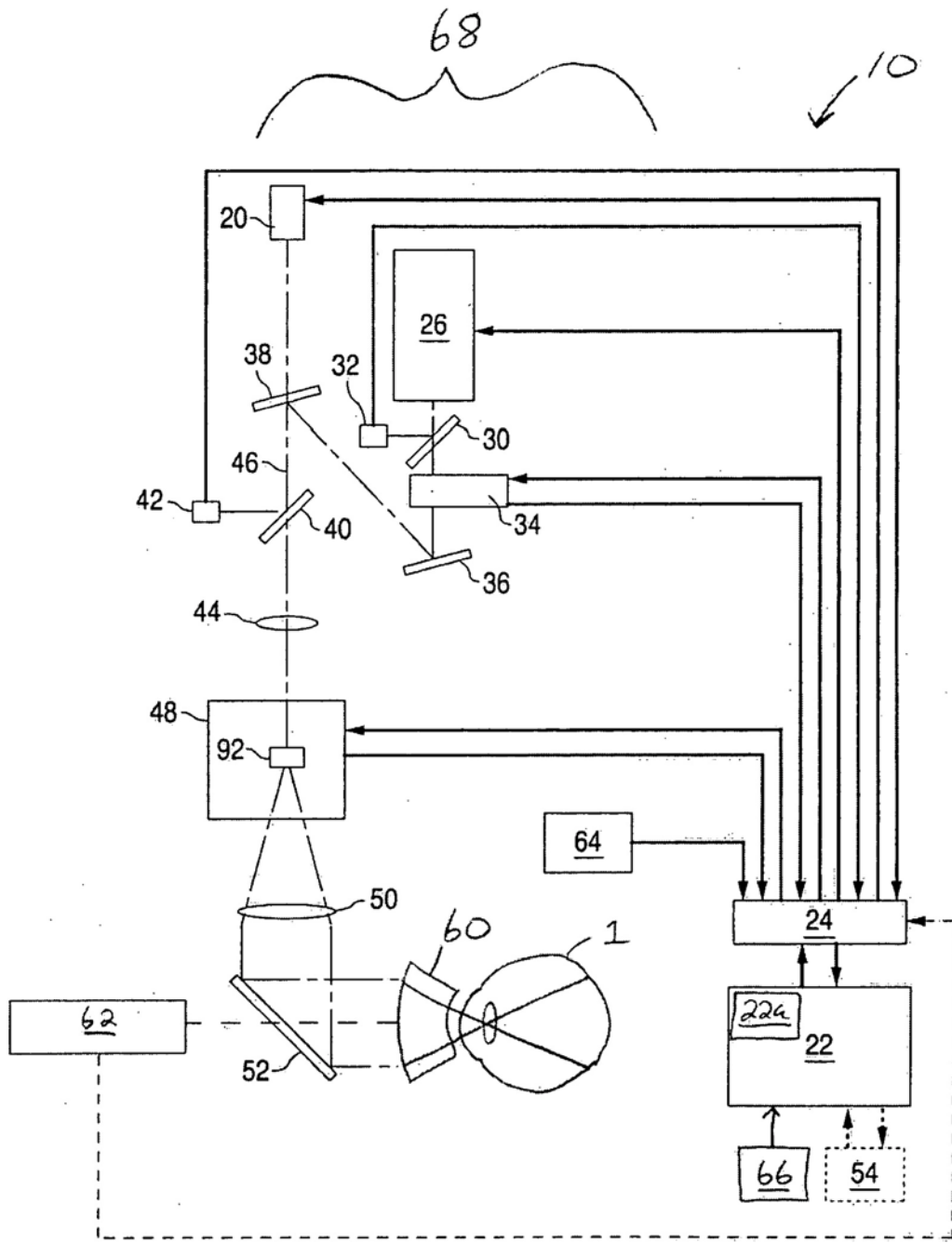


FIG. 6