(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **3 018 630**

(51) Int. Cl.:

A61F 9/008 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(86) Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **09.03.2020 PCT/IB2020/052020**

(87) Fecha y número de publicación internacional: **17.09.2020 WO20183342**

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **09.03.2020 E 20769533 (9)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.02.2025 EP 3937867**

(54) Título: **Iridotomía láser automatizada**

(30) Prioridad:

13.03.2019 US 201962817587 P

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
16.05.2025

(73) Titular/es:

BELKIN VISION LTD. (100.00%)
13 Gan Rave Street P.O. Box 13254
8122214 Yavne, IL

(72) Inventor/es:

SACKS, ZACHARY S. y
BELKIN, MICHAEL

(74) Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

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

Iridotomía láser automatizada

Campo de la invención

La presente invención hace referencia a procedimientos oftalmológicos, en particular a la iridotomía láser.

Antecedentes

En un procedimiento de iridotomía láser, se utiliza un láser para formar un orificio en el iris. El orificio facilita un mayor flujo de líquido desde detrás del iris hacia la cámara anterior del ojo, aliviando por lo tanto la presión sobre el nervio óptico. La iridotomía láser se puede utilizar para tratar o prevenir afecciones como el glaucoma, la desviación del humor acuoso y el síndrome del iris en meseta.

La publicación de solicitud de patente internacional WO/2020/008323, describe un sistema que incluye una fuente de radiación y un controlador. El controlador se configura para mostrar una secuencia de imágenes en vivo de un ojo de un paciente. El controlador se configura además para hacer que la fuente de radiación, mientras muestra la secuencia de imágenes, irradie el ojo con uno o más haces dirigidos, que son visibles en las imágenes. El controlador se configura además para recibir una entrada de confirmación de un usuario después de hacer que la fuente de radiación irradie el ojo con los haces dirigidos, y en respuesta a la recepción de la entrada de confirmación, para tratar el ojo haciendo que la fuente de radiación irradie los respectivos sitios objetivo del ojo con varios haces de tratamiento.

El documento US6325792 describe un sistema para irradiar el iris de un ojo con radiación láser bajo el control de un controlador.

Resumen de la invención

Se proporciona, de acuerdo con algunas formas de realización de la presente invención, un sistema que incluye un láser, configurado para irradiar un sitio objetivo en el iris de un ojo, una cámara y un controlador,

El controlador se configura para identificar, en una o más imágenes de al menos parte del iris, una indicación de flujo de fluido a través del sitio objetivo, y en respuesta a la identificación de la indicación, impedir que el láser siga irradiando el sitio objetivo.

En algunas formas de realización, el sitio objetivo se encuentra en una cripta en el iris.

En algunas formas de realización, el controlador se configura además para, antes de que el láser irradie el sitio objetivo:

identificar la cripta en otra imagen de al menos una parte del iris, y

en respuesta a la identificación de la cripta, designar al menos una parte de la cripta como sitio objetivo.

En algunas formas de realización, el controlador se configura para identificar la indicación mediante la identificación de residuos dentro de una distancia predefinida desde el sitio objetivo.

En algunas formas de realización, el controlador se configura para identificar la indicación mediante la identificación del movimiento de los residuos.

En algunas formas de realización, el controlador se configura para identificar la indicación identificando que un tamaño de los residuos es mayor que un umbral predefinido.

En algunas formas de realización, el controlador se configura para identificar la indicación mediante la identificación de un orificio a través del sitio objetivo.

En algunas formas de realización, el controlador se configura para identificar el orificio en respuesta a una diferencia de color entre el orificio y una parte del iris fuera del orificio.

En algunas formas de realización, el controlador se configura para identificar la indicación identificando que un tamaño del orificio es mayor que un umbral predefinido.

En algunas formas de realización, el umbral predefinido es un primer umbral predefinido, y el controlador se configura para identificar la indicación mediante la identificación de residuos dentro de una distancia predefinida desde el sitio objetivo y que tienen un tamaño mayor que un segundo umbral predefinido.

En algunas formas de realización, el segundo umbral predefinido es una función del tamaño del orificio.

En algunas formas de realización, el controlador se configura además para:

identificar el sitio objetivo en otras imágenes de al menos una parte del iris, y

en respuesta a la identificación del sitio objetivo, apuntar el láser al sitio objetivo.

Se proporciona, además, de acuerdo con algunas formas de realización de la presente invención, un producto de software informático que incluye un medio tangible no transitorio legible por ordenador en el que se almacenan instrucciones de programa. Las instrucciones, cuando son leídas por un controlador, hacen que el controlador identifique, en una o más imágenes de al menos parte de un iris de un ojo, una indicación del flujo fluido a través de un sitio objetivo en el iris, y en respuesta a identificar la indicación, impedir que un láser irradie el sitio objetivo.

La invención se define por las reivindicaciones adjuntas.

La presente invención se comprenderá mejor a partir de la siguiente descripción detallada de sus formas de realización, junto con los dibujos, en los que:

Breve descripción de los dibujos

La Fig. 1 es una ilustración esquemática de un sistema para llevar a cabo múltiples procedimientos en un ojo de un paciente, de acuerdo con algunas formas de realización de la presente invención;

La Fig. 2 es una ilustración esquemática de un dispositivo quirúrgico oftalmológico, de acuerdo con algunas formas de realización de la presente invención;

Las Fig. 3A-B son ilustraciones esquemáticas de ópticas correctoras de aberraciones insertadas en una trayectoria óptica de un láser, de acuerdo con algunas formas de realización de la presente invención;

La Fig. 4 es un diagrama de flujo de una técnica para llevar a cabo un procedimiento de iridotomía, de acuerdo con algunas formas de realización de la presente invención;

La Fig. 5 es una ilustración esquemática de un ojo y una imagen de una parte del mismo, de acuerdo con algunas formas de realización de la presente invención;

La Fig. 6 es un diagrama de flujo para un algoritmo de adelgazamiento de un sitio objetivo, de acuerdo con algunas formas de realización de la presente invención; y

Fig. 7 es un diagrama de flujo para un algoritmo para formar un orificio a través de un sitio objetivo, de acuerdo con algunas formas de realización de la presente invención.

Descripción detallada de las formas de realización

Visión general

Los procedimientos convencionales de iridotomía láser, que se llevan a cabo manualmente, requieren una habilidad y formación considerables, y a menudo son difíciles de ejecutar con eficacia y eficiencia.

Para abordar este reto, las formas de realización de la presente invención proporcionan sistemas para procedimientos automatizados de iridotomía láser. En particular, las formas de realización de la presente invención proporcionan un controlador configurado para controlar el disparo de haces láser en un sitio objetivo en un iris en respuesta al procesamiento de imágenes del iris. Por ejemplo, antes de disparar el láser, el controlador puede identificar una cripta en el iris a través de la cual se puede formar un orificio y, a continuación, designar una parte de la cripta como el sitio objetivo. Posteriormente, en respuesta al seguimiento del sitio objetivo en las imágenes, el controlador puede mantener el láser dirigido al sitio objetivo mientras se disparan los haces. Además, en respuesta a la identificación, en las imágenes, de una indicación de flujo de fluido a través del sitio objetivo, el controlador puede terminar el procedimiento.

Los métodos descritos a lo largo de la descripción se utilizan únicamente por razones explicativas y no forman parte de la invención.

Las formas de realización de la presente invención proporcionan además técnicas para utilizar el mismo láser tanto para adelgazar la parte objetivo del iris como para formar un orificio a través de la parte objetivo. Por ejemplo, un láser de conmutación Q activa se puede operar con pulsos relativamente largos adecuados para adelgazar el iris y, a continuación, con pulsos más cortos adecuados para formar un orificio en el iris. Por el contrario, los procedimientos convencionales de iridotomía láser suelen utilizar láseres independientes para el adelgazamiento y la formación del orificio.

Además, las formas de realización de la presente invención proporcionan técnicas para utilizar el mismo sistema para llevar a cabo otro tipo de procedimiento automatizado inmediatamente antes o después de llevar a cabo la iridotomía automatizada. Por ejemplo, después de una trabeculoplastia automatizada, el tamaño del punto de los haces láser se puede reducir alejando el láser del paciente y/o insertando una óptica adecuada en la trayectoria óptica del láser. Posteriormente, la iridotomía se puede llevar a cabo con el tamaño de punto reducido.

Descripción del sistema

Se hace referencia inicialmente a la Fig. 1, que es una ilustración esquemática de un sistema 20, que comprende un dispositivo quirúrgico oftalmológico 21, para llevar a cabo múltiples procedimientos quirúrgicos en un ojo 25 de un paciente 22, de acuerdo con algunas formas de realización de la presente invención. Se hace referencia además a la Fig. 2, que es una ilustración esquemática del dispositivo quirúrgico oftalmológico 21, de acuerdo con algunas formas de realización de la presente invención.

El dispositivo quirúrgico oftalmológico 21 comprende una unidad óptica 30 y un controlador 44. La unidad óptica 30 comprende uno o más elementos de dirección del haz, que comprenden, por ejemplo, uno o más espejos galvo 50, que se pueden denominar colectivamente "escáner galvo", o un espejo movido por bobinas acústicas. Alternativa o adicionalmente, los elementos de dirección del haz pueden comprender un combinador de haz 56. La unidad óptica 30 comprende además un láser 48, que se configura para irradiar el ojo 25 con haces de tratamiento 52 mediante la emisión de haces de tratamiento 52 hacia los elementos de dirección del haz, de tal forma que los haces son dirigidos por los elementos de dirección de haces hacia el ojo. Cada haz de tratamiento 52 puede tener una forma elíptica (por ejemplo, circular), cuadrada o cualquier otra forma adecuada. En algunas formas de realización, cada haz de tratamiento incluye un patrón de beamlets, como una espiral o círculo de beamlets circulares.

Más concretamente, antes de la emisión de cada haz de tratamiento 52 (o cada serie de haces de tratamiento) desde el láser 48, y/o mientras el haz está siendo emitido, el controlador 44 apunta los elementos de dirección del haz a un sitio objetivo en el ojo 25 de tal forma que el haz sea dirigido, por los elementos de dirección del haz, hacia el sitio objetivo. Por ejemplo, el haz puede ser desviado por los espejos galvo 50 hacia el combinador de haces 56 y, a continuación, desviado por el combinador de haces de tal forma que el haz incida en el sitio objetivo. (Dado que cada haz de tratamiento incide en el ojo con un tamaño de punto no infinitesimal, en la presente solicitud describe generalmente cada haz como incidiendo en un "sitio" o "región" del ojo, cuya área es una función del tamaño del punto, en lugar de incidir en un "punto" en el ojo). De este modo, el haz sigue una trayectoria óptica 92, que se extiende desde el más aguas abajo de los elementos de dirección del haz - como el combinador de haces 56 - hasta el ojo 25. (En la práctica, las trayectorias respectivas de los haces sucesivos pueden variar ligeramente entre sí, debido, por ejemplo, a que los haces se dirigen a diferentes sitios objetivo respectivos y/o debido al movimiento del ojo; sin embargo, dado que esta variación es muy ligera, la presente descripción hace referencia a una única trayectoria óptica 92 seguida por todos los haces de tratamiento).

Normalmente, la unidad óptica 30 comprende además una lente de enfoque 74, que enfoca los haces de tratamiento 52. En algunas formas de realización, según se muestra en la Fig. 2, la lente de enfoque 74 se sitúa aguas arriba de los elementos de dirección del haz, por ejemplo, entre el láser y los elementos de dirección del haz. En otras formas de realización, la lente de enfoque se sitúa aguas abajo de uno o más de los elementos de dirección del haz, por ejemplo, entre los espejos galvo 50 y el combinador de haces 56.

La unidad óptica 30 comprende además una cámara 54. Según se muestra en la Fig. 2, la cámara 54 se alinea normalmente, al menos aproximadamente, con la trayectoria óptica 92; por ejemplo, el ángulo entre la trayectoria óptica 92 y una línea hipotética que se extiende desde el ojo 25 hasta la cámara puede ser inferior a 15 grados. En algunas formas de realización, la cámara se sitúa detrás del combinador de haces 56, de tal forma que la cámara recibe la luz a través del combinador de haces. En otras formas de realización, la cámara no se alinea con la trayectoria óptica 92, de tal forma que la luz que llega a la cámara no pasa a través del combinador de haces.

Antes de cada procedimiento, la cámara 54 adquiere al menos una imagen del ojo 25. Basándose en la imagen, el controlador 44 y/o un usuario del sistema, como un oftalmólogo u otro médico, puede definir y/o modificar uno o más sitios objetivo que van a ser irradiados. Posteriormente, durante el procedimiento, la cámara 54 puede adquirir

múltiples imágenes del ojo del paciente a una frecuencia relativamente alta. Al procesar cada una de estas imágenes, el controlador 44 puede rastrear cualquier movimiento del ojo y/o evaluar los efectos del tratamiento hasta el momento. En respuesta a ello, el controlador puede controlar el láser 48 y los elementos de dirección del haz.

Normalmente, el láser 48 se configura además para emitir uno o más haces dirigidos al ojo, por ejemplo, según se describe en la publicación de solicitud de patente internacional WO/2020/008323. Los haces dirigidos, que son visibles en las imágenes adquiridas por la cámara 54, pueden ayudar al controlador 44 a controlar el láser 48 y los elementos de dirección del haz. Normalmente, los haces dirigidos son colineales con los haces de tratamiento 52.

Normalmente, la unidad óptica 30 comprende además una fuente de luz 66, que se alinea, al menos aproximadamente, con la trayectoria óptica 92. La fuente de luz 66 se configura para funcionar como un objetivo de fijación 64 mediante la transmisión de luz visible 68, según se describe en la solicitud de patente internacional PCT/IB2019/059058. En otras formas de realización, la unidad óptica no comprende la fuente de luz 66.

Normalmente, la unidad óptica comprende un banco óptico, y al menos algunos de los componentes ópticos mencionados anteriormente pertenecientes a la unidad óptica, como el láser, los espejos galvo y el combinador de haces, se acoplan al banco óptico. Normalmente, la unidad óptica comprende además una cara frontal 33, a través de la cual pasan los haces de tratamiento, los haces dirigidos y la luz visible 68. Por ejemplo, la unidad óptica 30 puede comprender una envoltura 31, que al menos parcialmente cubre el banco óptico y comprende la cara frontal 33. (La envoltura 31 se puede fabricar de plástico, metal y/o cualquier otro material adecuado). Como alternativa, la cara frontal 33 se puede unir al banco óptico o ser parte integrante del mismo.

En algunas formas de realización, la cara frontal 33 se conforma para definir una abertura 58, a través de la cual pasan los haces de tratamiento, los haces dirigidos y la luz visible 68. En otras formas de realización, la cara frontal comprende una ventana de salida en lugar de la abertura 58, de tal forma que la radiación mencionada anteriormente pasa a través de la ventana de salida. La ventana de salida se puede fabricar de plástico, vidrio o cualquier otro material adecuado.

Normalmente, la unidad óptica 30 comprende además una o más fuentes de iluminación 60 que comprenden, por ejemplo, uno o más LED, tales como LED de luz blanca o infrarrojos. En dichas formas de realización, el controlador 44 puede hacer que las fuentes de iluminación 60 destellen de forma intermitente luz en el ojo, según se describe en la Publicación de solicitud de patente internacional WO/2020/008323, cuya descripción se incorpora en la presente memoria por referencia. Este destello puede facilitar la obtención de imágenes llevada a cabo por la cámara, y puede ayudar además a contraer la pupila del ojo. (Para facilitar la ilustración, la conexión eléctrica entre el controlador 44 y las fuentes de iluminación 60 no se muestra de forma explícita en la Fig. 2). En algunas formas de realización, las fuentes de iluminación 60 se acoplan a la cara frontal 33, según se muestra en la Fig. 2.

Para facilitar el posicionamiento de la unidad óptica, la unidad óptica puede comprender varios emisores de haz 62 (que comprenden, por ejemplo, diodos láser respectivos), que se configuran para iluminar varios haces de telemetría en el ojo, por ejemplo, según se describe en la publicación de solicitud de patente internacional WO/2020/008323. En algunas formas de realización, los emisores de haces 62 se acoplan a la cara frontal 33según se muestra en la Fig. 2. En otras formas de realización, los emisores de haz 62 se acoplan directamente al banco óptico. (En dichas formas de realización, los haces de telemetría se pueden emitir a través de la abertura 58).

La unidad óptica 30 se monta en un sistema de posicionamiento XYZ 32, que se controla por un mecanismo de control 36, como una palanca de mando. Utilizando el mecanismo de control 36, el usuario del sistema 20 puede posicionar la unidad óptica a lo largo de uno o más de los tres ejes de movimiento de la unidad óptica antes de tratar el ojo. En algunas formas de realización, el sistema de posicionamiento XYZ 32 comprende elementos de bloqueo configurados para impedir el movimiento del sistema de posicionamiento tras el posicionamiento de la unidad de platina.

En algunas formas de realización, el sistema de posicionamiento XYZ 32 comprende uno o más motores 34, y el mecanismo de control 36 se conecta a los circuitos de interfaz 46. A medida que el usuario manipula el mecanismo de control, los circuitos de interfaz 46 traducen esta actividad en señales electrónicas apropiadas, y envía estas señales al controlador 44. En respuesta a las señales, el controlador controla los motores del sistema de posicionamiento XYZ.

En otras formas de realización, el sistema de posicionamiento XYZ 32 se controla manualmente manipulando el mecanismo de control. En dichas formas de realización, el sistema de posicionamiento XYZ puede comprender un conjunto de engranajes en lugar de motores 34.

El sistema 20 comprende además un reposacabezas 24, normalmente compuesto por un reposafrente 26 y una mentonera 28. Durante cada procedimiento, el paciente 22 apoya su cabeza contra el reposacabezas 24 de tal forma que el reposacabezas sostiene la cabeza del paciente; por ejemplo, el paciente puede presionar su frente contra el reposafrente 26 mientras apoya su barbilla en la mentonera 28. En algunas formas de realización, el reposacabezas

24 comprende una correa de inmovilización 27, configurada para asegurar la cabeza del paciente desde atrás y mantener por tanto la cabeza del paciente presionada contra el reposacabezas. Normalmente, el reposacabezas 24 se acopla a una superficie 38, tal como una bandeja o tablero de mesa. En algunas formas de realización, el sistema de posicionamiento XYZ 32 también se acopla a la superficie 38.

En algunas formas de realización, según se muestra en la Fig. 1, mientras se irradia el ojo del paciente, la unidad óptica se dirige oblicuamente hacia arriba, hacia el ojo, mientras que el ojo mira oblicuamente hacia abajo, hacia la unidad óptica, de tal forma que la trayectoria óptica 92 es oblicua. Por ejemplo, la trayectoria óptica se puede orientar con un ángulo θ de entre cinco y veinte grados con respecto a la horizontal. Ventajosamente, esta orientación reduce la oclusión del ojo del paciente por el párpado superior del paciente y la anatomía asociada.

En algunas formas de realización, según se muestra en la Fig. 1, la orientación oblicua de la trayectoria óptica se consigue en virtud de que la unidad óptica se monta en una cuña 40, que está montada en el sistema de posicionamiento XYZ. En otras palabras, la unidad óptica se monta en el sistema de posicionamiento XYZ por medio de la cuña 40. (La cuña 40 se omite en la Fig. 2.)

En algunas formas de realización, el sistema 20 comprende además un conducto de radiación 76, y los diversos tipos de radiación descritos en la presente memoria, tales como los haces de tratamiento 52 y la luz visible 68, se emiten a través del conducto 76 (es decir, se emiten de tal forma que los haces de radiación pasan a través del conducto). En algunas formas de realización, la superficie interior y/o exterior del conducto 76 se configura para absorber cualquier haz de tratamiento mal dirigido o luz dispersa, y/o para bloquear cualquier luz externa para que no interfiera con la cámara. Alternativa o adicionalmente, el conducto puede contener una o más ópticas, según se describe a continuación.

Normalmente, el conducto 76 es hueco, de tal forma que la radiación pasa a través del aire dentro del conducto. Por ejemplo, el conducto 76 puede comprender un tubo en forma de tronco o cilíndrico, que se puede fabricar de metal, vidrio o cualquier otro material adecuado. En algunas de dichas formas de realización, el conducto comprende una pared continua. En otras de dichas formas de realización, el conducto 76 se conforma para definir una o más aberturas. Por ejemplo, el conducto 76 puede comprender una estructura de alambre, tal como una malla de alambre. En otras formas de realización, el conducto 76 comprende una pieza de material transparente (por ejemplo, vidrio) con forma de tronco o cilíndrica, de tal forma que la radiación pasa a través del material.

En algunas formas de realización, el extremo distal del conducto 76 entra en contacto con el ojo. En dichas formas de realización, el extremo distal del conducto puede retraer los párpados del ojo 25 y/o estabilizar el ojo, es decir, impidiendo el movimiento del ojo. En otras formas de realización, el conducto no entra en contacto con el ojo.

Normalmente, el conducto 76 no se acopla al dispositivo 21, de tal forma que la distancia entre el láser 48 y el ojo se puede ajustar sin mover el conducto. Por ejemplo, el conducto se puede acoplar al reposacabezas 24 o a la superficie 38. Como ejemplo específico, el conducto se puede acoplar a la superficie 38 por medio de un brazo telescópico 70 que comprende una o más articulaciones pivotantes 72. Mediante el ajuste de la longitud del brazo 70 y/o la rotación de las articulaciones pivotantes 72, el usuario puede ajustar la ubicación y orientación del conducto. Como alternativa, el conducto 76 puede ser sujetado por el usuario.

El sistema 20 comprende además un monitor 42, configurado para mostrar imágenes del ojo adquiridas por la cámara. El monitor 42 puede estar unido a la unidad óptica 30 o se puede disponer en cualquier otra ubicación adecuada, como en la superficie 38 junto al dispositivo 21. En algunas formas de realización, el monitor 42 comprende una pantalla táctil, y el usuario introduce órdenes en el sistema por medio de la pantalla táctil. Alternativa o adicionalmente, el sistema 20 puede comprender cualquier otro dispositivo de entrada adecuado, como un teclado o un ratón, que puede ser utilizado por el usuario.

En algunas formas de realización, el monitor 42 se conecta directamente al controlador 44 a través de una interfaz de comunicación por cable o inalámbrica. En otras formas de realización, el monitor 42 se conecta al controlador 44 por medio de un procesador externo, como un procesador perteneciente a un ordenador de sobremesa estándar.

En algunas formas de realización, según se muestra en la Fig. 2, el controlador 44 se dispone dentro del sistema de posicionamiento XYZ 32. En otras formas de realización, el controlador 44 se dispone externamente al sistema de posicionamiento XYZ. Alternativa o adicionalmente, el controlador puede llevar a cabo cooperativamente al menos algunas de las funcionalidades descritas en la presente memoria con otro procesador externo.

En algunas formas de realización, al menos parte de la funcionalidad del controlador 44, según se describe en la presente memoria, se implementa en hardware, por ejemplo, utilizando uno o más circuitos integrados de aplicación específica (ASIC) o matrices de puertas programables en campo (FPGA). Alternativa o adicionalmente, el controlador 44 puede llevar a cabo al menos parte de la funcionalidad descrita en la presente memoria mediante la ejecución de software y/o código de firmware. Por ejemplo, el controlador 44 puede comprender una unidad central de

procesamiento (CPU) y una memoria de acceso aleatorio (RAM). El código de programa, incluyendo programas de software, y/o los datos se pueden cargar en la RAM para su ejecución y procesamiento por la CPU. El código de programa y/o los datos se pueden descargar en el controlador en forma electrónica, a través de una red, por ejemplo. Alternativa o adicionalmente, el código de programa y/o los datos se pueden proporcionar y/o almacenar en medios tangibles no transitorios, tales como memoria magnética, óptica o electrónica. Dicho código de programa y/o datos, cuando se proporcionan al controlador, producen una máquina u ordenador de propósito especial, configurado para llevar a cabo las tareas descritas en la presente memoria. En algunas formas de realización, el controlador comprende un sistema en módulo (SOM), como el Varisite™ DART-MX8M.

Realización de múltiples procedimientos

Ventajosamente, el sistema 20 se configura para llevar a cabo múltiples procedimientos en el ojo 25 en una sola sesión, con relativamente poco retraso entre los procedimientos. Por ejemplo, se puede iniciar un segundo procedimiento, es decir, se puede emitir el primer haz de tratamiento del segundo procedimiento, a los cinco minutos de dejar de llevar a cabo un primer procedimiento, es decir, a los cinco minutos de emitir el último haz de tratamiento del primer procedimiento.

Por ejemplo, una iridotomía se puede llevar a cabo inmediatamente después de otro procedimiento, como una trabeculoplastia. (La trabeculoplastia se puede llevar a cabo de forma automática o semiautomática, por ejemplo, según se describe en la publicación de solicitud de patente internacional WO/2020/008323 y la solicitud de patente internacional PCT/IB2019/059058). Como alternativa, la iridotomía se puede llevar a cabo inmediatamente antes del otro procedimiento.

Para facilitar la realización de los procedimientos sucesivos, el sistema 20 permite cambiar el tamaño del punto, en el ojo, de los haces de tratamiento emitidos por el láser. Por lo tanto, por ejemplo, tras una trabeculoplastia, el tamaño del punto se puede reducir (por ejemplo, en al menos 70 micras, como al menos 300 micras) hasta un valor adecuado para los procedimientos de iridotomía. (Normalmente, el tamaño del punto requerido para una iridotomía es relativamente pequeño, debido a las altas intensidades requeridas para la fotodisrupción). Posteriormente, se puede llevar a cabo una iridotomía con el tamaño de punto reducido. Como alternativa, tras una iridotomía, se puede aumentar el tamaño del punto y, a continuación, se puede llevar a cabo una trabeculoplastia con el tamaño del punto aumentado.

Como ejemplo específico, durante una trabeculoplastia, el tamaño del punto en el ojo puede ser mayor de 100 micras, tal como mayor de 300 micras (por ejemplo, aproximadamente 400 micras). Posteriormente, el tamaño del punto se puede disminuir a menos de 30 micras, tal como menos de 10 micras y, a continuación, se puede llevar a cabo una iridotomía.

Se pueden utilizar varias técnicas para cambiar el tamaño del punto. Por ejemplo, el controlador 44 puede mover la lente de enfoque 74 hacia o alejándose del láser. Alternativa o adicionalmente, el usuario puede ajustar la distancia entre el láser y el ojo moviendo la unidad óptica hacia o alejándose del paciente. (Para facilitar este ajuste, el controlador puede ajustar el ángulo de convergencia entre los haces de telemetría emitidos por los emisores de haz 62 de tal forma que los haces de telemetría converjan en el ojo cuando la unidad óptica esté a la distancia correcta del paciente). Para compensar el movimiento de la unidad óptica, el controlador 44 puede ajustar el enfoque de la cámara, por ejemplo, moviendo otra lente de enfoque (no mostrada) hacia o alejándose del sensor de imagen de la cámara de tal forma que la parte del ojo que se va a irradiar esté enfocada.

Alternativa o adicionalmente, para cambiar el tamaño del punto, una óptica 78, que modifica el ángulo de convergencia de los haces de tratamiento, se puede colocar en la trayectoria óptica 92. La óptica 78 puede comprender cualquier número de lentes (por ejemplo, lentes simples, dobles y/o triples), elementos ópticos difractivos, elementos ópticos de forma libre, sistemas de posicionamiento y/u otros elementos ópticos.

Normalmente, siguiendo la colocación de la óptica 78 en la trayectoria óptica 92, la óptica también yace en la trayectoria óptica de la cámara de tal forma que, mientras el ojo es irradiado durante el segundo procedimiento, el ojo es visualizado a través de la óptica. Por lo tanto, ventajosamente, la óptica puede aumentar o reducir el sitio objetivo en el campo de visión de la cámara. Por ejemplo, en el caso de una iridotomía, la óptica 78 puede reducir el tamaño del punto del láser y hacer que la cámara amplíe el campo de visión del sitio objetivo.

En algunas formas de realización, la óptica 78 está contenida en el conducto 76. Por ejemplo, tras la realización del primer procedimiento sin el conducto, el conducto, al mismo tiempo que contiene la óptica, se puede colocar entre el láser y el ojo, y a continuación se puede llevar a cabo el segundo procedimiento. Como alternativa, tras la realización del primer procedimiento con el conducto, pero sin la óptica, la óptica se puede colocar en el conducto y, a continuación, se puede llevar a cabo el segundo procedimiento. La óptica 78 se puede acoplar a la pared interior del conducto 76 por medio de un adhesivo, por medio de uno o más tornillos, y/o por medio de cualquier otro mecanismo de acoplamiento adecuado.

En otras formas de realización, la óptica 78 se une a la ventana de salida o al banco óptico de la unidad óptica, o se coloca de otro modo (por ejemplo, de forma automática, por el controlador) en la trayectoria óptica del láser.

Normalmente, la longitud de onda de los haces de tratamiento 52 está entre 300 y 1300 nm, tal como entre 500 y 1100 nm. En algunas formas de realización, la longitud de onda utilizada para una iridotomía es diferente de la longitud de onda utilizada para otro procedimiento llevado a cabo antes o después de la iridotomía. Como ejemplo puramente ilustrativo, tras una trabeculoplastia a 532 nm, se puede llevar a cabo una iridotomía a 1064 nm. En otras formas de realización, la longitud de onda es la misma; por ejemplo, tras una trabeculoplastia a 532 nm, también se puede llevar a cabo una iridotomía a 532 nm.

(Cabe señalar que 1064 nm se utiliza convencionalmente para procedimientos de iridotomía. Sin embargo, los presentes inventores se dieron cuenta de que los haces de radiación que tienen una longitud de onda más pequeña, como 532 nm, pueden facilitar mejor el proceso de fotodisrupción requerido para la iridotomía, en virtud de que tales haces poseen un tamaño de punto más pequeño (y por lo tanto, mayor intensidad) y mayor energía de fotones en relación con los haces de mayor longitud de onda).

En algunas formas de realización, antes de llevar a cabo una iridotomía, se inserta una óptica de corrección de la aberración en la trayectoria óptica del láser. La óptica de corrección de aberración corrige cualquier aberración fuera del eje de los haces láser causada por los haces láser que pasan a través de la córnea del ojo en un desplazamiento desde el centro de la córnea. Normalmente, tras la inserción de la óptica de corrección de aberraciones en la trayectoria óptica del láser, la óptica de corrección de aberraciones se encuentra también en la trayectoria óptica de la cámara.

Por ejemplo, la óptica 78, que modifica el tamaño del punto de los haces láser según se ha descrito anteriormente, también puede funcionar como una óptica de corrección de la aberración. Para las formas de realización en las que la óptica 78 no se utiliza o en las que la óptica 78 proporciona una corrección insuficiente de la aberración, se puede utilizar otra óptica de corrección de la aberración. Dicha óptica puede comprender una lente que se presiona contra el ojo, como una lente Abraham o una lente Wise. Una lente de este tipo se puede acoplar al extremo distal del conducto 76 o ser sujetada por el usuario del sistema. Dado que una lente de este tipo afecta normalmente al tamaño del punto de los haces de radiación emitidos por el láser, el ajuste del tamaño del punto se lleva a cabo de forma diferente para las formas de realización en las que se utiliza la lente, en relación con otras formas de realización en las que no se utiliza la lente.

Como alternativa a una lente de contacto, la óptica de corrección de la aberración puede comprender una óptica que no entre en contacto con el ojo. Una óptica de este tipo se puede insertar en la trayectoria óptica del láser de cualquier manera adecuada, según se describió anteriormente para la óptica 78. Como ejemplos de dichas formas de realización, se hace referencia ahora a las Fig. 3A-B, que son ilustraciones esquemáticas de ópticas de corrección de aberración insertadas en la trayectoria óptica del láser, de acuerdo con algunas formas de realización de la presente invención.

En algunas formas de realización, un espejo deformable o elíptico 82 se inserta en la trayectoria óptica. Por ejemplo, según se muestra en la Fig. 3A, el espejo 82 se puede acoplar a la pared interior del conducto 76 mediante una varilla 84. El conducto 76 puede contener además otro espejo 80 que desvía los haces de tratamiento 52 hacia el espejo 82.

En otras formas de realización, se inserta una óptica de forma libre en la trayectoria óptica. Una óptica de este tipo puede comprender un elemento de fase transmisivo 86 (que comprende una lente, por ejemplo), según se muestra en la Fig. 3B.

La óptica 78 se puede situar aguas arriba o aguas abajo de la óptica de corrección de la aberración. Según se ha descrito anteriormente con referencia a la Fig. 1 y se ilustra en las Fig. 3A-B, la óptica 78 puede reducir el tamaño del punto de los haces de tratamiento a un valor adecuado para la iridotomía.

Ventajosamente, la óptica insertada en la trayectoria óptica del láser también se configura para facilitar la utilización de la luz visible 68 (Fig. 2), los haces de telemetría, los haces dirigidos y la luz emitida por las fuentes de iluminación 60 (Fig. 2). Por ejemplo, la óptica 78 puede cambiar el tamaño del punto de los haces dirigidos por el mismo factor por el que se modifica el tamaño del punto de los haces de tratamiento. Por el contrario, los haces de telemetría y la luz visible 68 pueden pasar a través de la óptica 78 sin ninguna modificación.

En formas de realización alternativas, la óptica de corrección de la aberración se inserta en la trayectoria óptica de la cámara, pero no en la del láser.

Alternativa o adicionalmente a cualquiera de los elementos descritos anteriormente, la óptica de corrección de la aberración puede comprender cualquier número de lentes (por ejemplo, por ejemplo, lentes simples, dobles y/o triples), elementos ópticos difractivos, elementos ópticos de forma libre, sistemas de posicionamiento y/u otros elementos ópticos.

Procedimientos de iridotomía

Se hace referencia ahora a la Fig. 4, que es un diagrama de flujo para una técnica 88 para llevar a cabo un procedimiento de iridotomía, de acuerdo con algunas formas de realización de la presente invención.

Normalmente es más fácil y seguro hacer un orificio a través de una cripta que a través de otras partes del iris. Por lo tanto, la técnica 88 comienza normalmente con una etapa de identificación de la cripta 90, en el cual se identifica una cripta en el iris para la irradiación.

En algunas formas de realización, la etapa de identificación de la cripta 90 se lleva a cabo de forma automática por el controlador 44 (Fig. 2), en la que el controlador identifica la cripta en una imagen, adquirida por la cámara, de al menos parte del iris. En general, para esta identificación se puede utilizar cualquier técnica adecuada de procesamiento de imágenes. Por ejemplo, el controlador puede ajustar primero el brillo, el contraste, la uniformidad y/o el balance de blancos de la imagen. Posteriormente, el controlador puede desdibujar y eliminar cualquier ruido de la imagen. A continuación, el controlador puede aplicar un detector de bordes a la imagen y, a continuación, utilizar los bordes detectados para segmentar cualesquiera objetos dentro del iris. Posteriormente, se pueden descartar los objetos abiertos, los objetos cuya distancia a la pupila del ojo sea inferior a un umbral predefinido (por ejemplo, un tercio de la distancia entre la pupila y el limbo) y/o los objetos cuyo tamaño sea inferior a un umbral predefinido (por ejemplo, cuya anchura máxima sea inferior a 30 μm). (Para facilitar la eliminación de objetos pequeños y abiertos, el controlador puede utilizar técnicas de relleno y erosión). Posteriormente, el controlador puede seleccionar uno de los objetos restantes, que se supone que son criptas. Por ejemplo, el controlador puede seleccionar la cripta más grande dentro de ±30 grados de la parte superior del iris, es decir, entre las 11 y la 1, la cripta más grande dentro de un número predefinido de grados desde las 3 o las 9, o la cripta más grande en la mitad superior del iris.

Normalmente, tras la identificación de la cripta, el controlador pide al usuario que confirme la selección de la cripta para la irradiación. Por ejemplo, el controlador puede mostrar la imagen en el monitor 42 (Fig. 1) con la cripta identificada resaltada, y el usuario puede entonces utilizar una interfaz de usuario adecuada para confirmar la cripta identificada o seleccionar una cripta diferente.

En otras formas de realización, el usuario identifica una cripta en la imagen y, a continuación, utiliza una interfaz de usuario adecuada para indicar la ubicación de la cripta al controlador.

En respuesta a la identificación de la cripta, el controlador, en la etapa de designación del sitio objetivo 91, designa una parte de la cripta (o toda la cripta) como sitio objetivo. Opcionalmente, el controlador puede entonces indicar el sitio objetivo al usuario, y el usuario puede entonces confirmar o mover el sitio objetivo.

A continuación, en la etapa de evaluación del espesor 93, el controlador determina si es necesario el adelgazamiento del sitio objetivo. Por ejemplo, el controlador puede recibir una entrada del usuario especificando si es necesario el adelgazamiento. Como alternativa, el controlador puede llevar a cabo esta evaluación de forma automática, basándose en el color del iris. (Normalmente, los iris marrones son más gruesos que los iris de otros colores; por lo tanto, los iris marrones pueden requerir un adelgazamiento, mientras que otros iris pueden no requerirlo). Opcionalmente, el controlador puede pedir al usuario entonces que confirme la evaluación del controlador.

En respuesta a la determinación de que el adelgazamiento es necesario, el controlador, en una etapa de adelgazamiento 94, hace que el láser adelgace el sitio objetivo irradiando el sitio objetivo con uno o más primeros pulsos de radiación de tal forma que los primeros pulsos de radiación cautericen el sitio objetivo. En algunas formas de realización, según se describe a continuación, el tamaño del punto para el adelgazamiento es mayor que el tamaño del punto para la posterior formación de orificios, de tal forma que la parte adelgazada del iris se extiende más allá del sitio objetivo. Por lo tanto, antes de llevar a cabo la etapa 94 de adelgazamiento, el controlador puede indicar al usuario la parte del iris que se va a adelgazar y pedirle confirmación.

Posteriormente al adelgazamiento del sitio objetivo, el controlador, en una etapa de incremento de intensidad pico 96, incrementa la intensidad pico de los haces de radiación emitidos por el láser, de tal forma que la intensidad pico sea suficientemente alta para causar la fotodisrupción del iris. Después de la etapa de aumento de intensidad pico 96, o si no se requiere adelgazamiento, el controlador, en una etapa de formación de orificios 98, hace que el láser forme un orificio a través del sitio objetivo irradiando el iris con uno o más segundos impulsos de radiación.

En algunas formas de realización, la intensidad pico se incrementa disminuyendo la duración del pulso del láser de tal forma que cada pulso suministre la misma cantidad de energía en menos tiempo. Por ejemplo, mientras que la duración de cada uno de los primeros pulsos de radiación puede estar entre 100 ns y 100 ms, la duración de cada uno de los segundos pulsos de radiación puede ser inferior a 10 ns.

En algunas formas de realización, el láser comprende un láser de conmutación Q activa que incluye un conmutador Q. Tradicionalmente, dichos láseres se han utilizado solamente para pulsos relativamente cortos, y otros tipos de

láseres se han utilizado para el adelgazamiento del iris. Sin embargo, los presentes inventores se dieron cuenta de que un láser de conmutación Q activa se puede utilizar para el adelgazamiento, dejando el conmutador Q abierto durante un tiempo relativamente largo, por ejemplo, al menos 100 ns, para cada uno de los primeros pulsos de radiación, opcionalmente mientras que el láser sigue bombeando (es decir, suministrando energía) mientras el conmutador Q está abierto.

En otras formas de realización, el láser comprende un láser de fibra. Para adelgazar la parte objetivo del iris, el controlador puede operar el láser en un modo de pulso más largo. Posteriormente, el controlador puede cambiar la configuración de funcionamiento del láser a un modo de pulso más corto y, a continuación, utilizar el láser para formar un orificio en la parte objetivo.

Alternativa o adicionalmente a acortar la duración del pulso, el controlador puede incrementar la intensidad pico reduciendo el tamaño del punto de los haces de radiación en el iris. Esto se puede hacer, por ejemplo, moviendo la lente de enfoque 74 (Fig. 2).

Se hace referencia ahora a la Fig. 5, que es una ilustración esquemática del ojo 25 y una imagen 23 de una parte del mismo, de acuerdo con algunas formas de realización de la presente invención.

Normalmente, en la etapa de formación de orificios 98 (Fig. 4), las imágenes 23 que muestran el sitio objetivo 41 son adquiridas a una frecuencia relativamente alta mientras el sitio objetivo 41 es irradiado. El controlador procesa las imágenes con el fin de comprobar una indicación de flujo de fluido a través del sitio objetivo. En respuesta a la identificación de una indicación de flujo de fluido, el controlador termina el procedimiento, es decir, impide que el láser siga irradiando el sitio objetivo.

Por ejemplo, el controlador puede comprobar si una imagen muestra un orificio 37 a través del sitio objetivo. El orificio 37 se puede identificar, por ejemplo, en respuesta a una diferencia de color entre el orificio y una parte del iris 29 fuera del orificio, tal como una parte adyacente de la cripta 35 en la que se encuentra el sitio objetivo, y/o en respuesta a la comparación de la imagen con una imagen de referencia adquirida antes del procedimiento. Para detener el procedimiento, el controlador puede requerir que el tamaño de cualquier orificio identificado sea mayor que un umbral predefinido. Por ejemplo, el controlador puede requerir que el diámetro D1 del orificio sea mayor que un diámetro umbral que esté entre 150 y 750 µm, tal como entre 150-200 µm o entre 350-600 µm.

Alternativa o adicionalmente, el controlador puede comprobar cada imagen adquirida para cualquier residuo 39 dentro de una distancia predefinida del sitio objetivo, dado que la presencia de residuos 39 cerca del sitio objetivo puede ser indicativa de flujo de fluido a través del sitio objetivo. (Normalmente, los residuos 39 aparecen en la imagen como una nube de pequeñas partículas.) Para facilitar la identificación de los residuos 39, el controlador puede comparar cada imagen adquirida con una imagen de referencia adquirida antes del procedimiento, utilizando cualquier técnica adecuada de registro de imágenes para alinear las dos imágenes entre sí. Para detener el procedimiento, el controlador puede requerir que el tamaño de cualesquiera residuos identificados sea mayor que un umbral predefinido. Por ejemplo, el controlador puede calcular el área cubierta por los residuos y exigir que esta área sea mayor que un área umbral. Como alternativa, el controlador puede ajustar un círculo 43 a los residuos identificados, y requerir que el diámetro D2 del círculo 43 sea al menos un múltiplo predefinido del diámetro D1. Este múltiplo puede estar entre dos y ocho, o ser mayor que ocho, por ejemplo.

En algunas formas de realización, el controlador comprueba además el movimiento de los residuos, comparando la imagen con una imagen adquirida previamente, por ejemplo, utilizando técnicas de flujo óptico. (En concreto, el controlador puede comprobar el movimiento de los residuos alejándose del sitio objetivo, dado que se espera que el fluido fluya desde detrás del iris). En dichas formas de realización, para detener el procedimiento, el controlador puede requerir el movimiento de los residuos, alternativa o adicionalmente a requerir que el tamaño de los restos sea mayor que un umbral.

Alternativa o adicionalmente a la comprobación del flujo de fluido, el controlador puede utilizar las imágenes adquiridas para comprobar cualquier movimiento del ojo y/o cualquier cambio en la morfología resultante del tratamiento hasta el momento. En respuesta a la identificación de movimiento del ojo y/o cambios en la morfología, el controlador puede ajustar los elementos de dirección del haz de tal forma que el láser permanezca apuntando al sitio objetivo.

Algoritmos de ejemplo

Se hace referencia ahora a la Fig.6, que es un diagrama de flujo para un algoritmo de adelgazamiento del sitio objetivo en la etapa de adelgazamiento 94, de acuerdo con algunas formas de realización de la presente invención.

Según la Fig. 6, la etapa de adelgazamiento 94 comienza con una etapa de adquisición de imágenes 100, en la cual la cámara 54 (Fig. 2) adquiere una imagen de al menos parte del iris, la imagen normalmente está centrada aproximadamente en la última ubicación identificada del sitio objetivo. Tras la etapa 100 de adquisición de imágenes,

el controlador, en la etapa de identificación del sitio objetivo 102, identifica el sitio objetivo en la imagen adquirida. Por ejemplo, el controlador puede utilizar técnicas de coincidencia de patrones para identificar la cripta en la que se encuentra el sitio objetivo y/o para identificar otras características del iris que se solapan con el sitio objetivo o que están situadas cerca del sitio objetivo.

Según se describió anteriormente con referencia a las Fig. 1-2, la óptica 78 puede magnificar el iris en el campo de visión de la cámara, facilitando de este modo la identificación del sitio objetivo.

Después de la identificación del sitio objetivo, el controlador, en la etapa de apuntar el láser 104, apunta el láser al sitio objetivo. A continuación, el controlador dispara el láser en una etapa de disparo láser 106, de tal forma que el láser emita haces de tratamiento. Los haces de tratamiento pueden incluir, por ejemplo, una secuencia de tres o más pulsos con una frecuencia de repetición de al menos 20 Hz.

Aunque no se muestra en la Fig. 6, el controlador normalmente utiliza un haz de mira para comprobar que el láser está apuntando al sitio objetivo, según se describió anteriormente con referencia a las Fig. 1-2. Por ejemplo, posteriormente a apuntar el láser, el controlador puede hacer que el láser dispare un haz de mira al ojo. Posteriormente, el controlador puede adquirir otra imagen y, a continuación, comprobar que el haz de mira coincide con el sitio objetivo en la imagen. Alternativa o adicionalmente, el controlador puede determinar el tamaño del punto del haz de mira en la imagen. En respuesta a si el tamaño del punto se desvía del tamaño deseado, el controlador puede ajustar el enfoque del láser moviendo la lente de enfoque 74 (Fig. 2), y/o enviar un mensaje al usuario indicando que la unidad óptica se debe acercar o alejar del paciente. Alternativa o adicionalmente, basándose en la imagen del haz de mira, el controlador puede ajustar el enfoque de la cámara.

Tras el disparo del láser, se lleva a cabo de nuevo la etapa 100 de adquisición de imágenes. Posteriormente, el controlador, en la etapa de evaluación del adelgazamiento 107, determina si la imagen adquirida muestra un adelgazamiento suficiente del sitio objetivo. Por ejemplo, comparando la imagen con imágenes adquiridas previamente, el controlador puede comprobar si hay cambios en las propiedades del iris en o cerca del sitio objetivo. Por ejemplo, el controlador puede comprobar si hay cambios de color, bordes nuevos o ausentes y/o cambios en el tamaño o forma de la cripta. En respuesta a la determinación de que la parte objetivo del iris está suficientemente adelgazada, el controlador finaliza el procedimiento de adelgazamiento. De lo contrario, el controlador regresa a la etapa de identificación del sitio objetivo 102.

Se hace referencia ahora a la Fig. 7, que es un diagrama de flujo para un algoritmo para formar un orificio a través del sitio objetivo en la etapa de formación de orificios 98, de acuerdo con algunas formas de realización de la presente invención.

Según la Fig. 7, la etapa de formación de orificios 98 comienza con la etapa de adquisición de imágenes 100. Después de la etapa de adquisición de imágenes 100, el controlador, en la etapa de identificación del sitio objetivo 102, identifica el sitio objetivo en la imagen adquirida, por ejemplo, utilizando técnicas de coincidencia de patrones según se ha descrito anteriormente con referencia a la Fig. 6. (Después de la formación de un orificio, el controlador puede identificar el sitio objetivo utilizando técnicas de coincidencia de patrones para identificar el orificio). Después de la identificación del sitio objetivo, el controlador, en la etapa 104, apunta el láser hacia el sitio objetivo. A continuación, el controlador dispara el láser en la etapa de disparo del láser 106, de tal forma que el láser emita haces de tratamiento. Los haces de tratamiento pueden incluir, por ejemplo, una secuencia de tres o más pulsos con una frecuencia de repetición de al menos 20 Hz.

(Aunque no se muestra en la Fig. 7, el controlador normalmente utiliza un haz de mira para comprobar que el láser está apuntando al sitio objetivo y/o para comprobar el enfoque del láser y/o de la cámara, según se ha descrito anteriormente con referencia a la Fig. 6.)

Tras el disparo del láser, se lleva a cabo de nuevo la etapa de adquisición de imágenes 100. Posteriormente, el controlador comprueba si la imagen adquirida posee una o más propiedades que indiquen flujo de fluido a través del sitio objetivo. Si la imagen posee todas las propiedades, el controlador finaliza el procedimiento. De lo contrario, el controlador regresa a la etapa de identificación del sitio objetivo 102.

Por ejemplo, según se muestra en la Fig. 7, el controlador puede comprobar, en una primera etapa de comprobación 108, si la imagen muestra un orificio en el sitio objetivo. En caso afirmativo, el controlador puede calcular el tamaño del orificio y, a continuación, comprobar, en una segunda etapa de comprobación 110, si el orificio es lo suficientemente grande, es decir, si el tamaño del orificio supera un umbral predefinido. A continuación, siempre que el orificio sea lo suficientemente grande, el controlador puede comprobar, en una tercera etapa de comprobación 112, si la imagen muestra residuos cerca del sitio objetivo, es decir, dentro de una distancia predefinida desde el sitio objetivo. En caso afirmativo, el controlador puede calcular el tamaño de los residuos y, a continuación, comprobar, en una cuarta etapa de comprobación 114, si los residuos son lo suficientemente grandes, es decir, si el tamaño de los residuos supera un umbral predefinido. En caso afirmativo, el procesador puede comprobar, en una quinta etapa de comprobación 116,

si las imágenes muestran movimiento de los residuos. A continuación, siempre que se detecte movimiento de los residuos, el procesador puede finalizar el procedimiento.

En algunas formas de realización, tras el fallo de una de las comprobaciones, el controlador puede mover el sitio objetivo y/o modificar la configuración de funcionamiento del láser. Por ejemplo, posteriormente a determinar, en la primera etapa de comprobación 108, que no se ha formado ningún orificio, el controlador puede aumentar la intensidad del láser. Como otro ejemplo, posteriormente a determinar, en la segunda etapa de comprobación 110, que el orificio no es lo suficientemente grande, el controlador puede, al llevar a cabo la etapa de identificación del sitio objetivo 102, mover el sitio objetivo una pequeña distancia de tal forma que el disparo posterior del láser haga que el orificio se expanda. Como alternativa, el controlador puede comprobar primero si el orificio se está expandiendo, comparando la imagen con una o más imágenes adquiridas previamente. En respuesta a la determinación de que el orificio no se está expandiendo, el controlador puede mover el sitio objetivo; de lo contrario, el controlador puede mantener la ubicación del sitio objetivo.

Se apreciará por los expertos en la técnica que la presente invención no se limita a lo que se ha mostrado y descrito de forma particular anteriormente en la presente memoria. Más bien, el alcance de la presente invención incluye tanto combinaciones como subcombinaciones de las diversas características descritas anteriormente en la presente memoria, así como variaciones y modificaciones de las mismas que no se encuentran en la técnica anterior, que se les pudiesen ocurrir a los expertos en la técnica al leer la descripción anterior.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema (20), que comprende:

un láser (48), configurado para irradiar un sitio objetivo (41) en un iris (29) de un ojo (25);

una cámara (54), configurada para adquirir una o más imágenes (23) de al menos una parte del iris;

caracterizado por que el sistema comprende, además:

un controlador (44), configurado para:

identificar, en la una o más imágenes (23) de al menos parte del iris, una indicación de flujo de fluido a través del sitio objetivo, y

en respuesta a la identificación de la indicación, impedir que el láser siga irradiando el sitio objetivo.

2. El sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el sitio objetivo se encuentra en una cripta del iris.

3. El sistema de acuerdo con la reivindicación 2, en donde el controlador se configura además para, antes de que el láser irradie el sitio objetivo:

identificar la cripta en otra imagen de al menos una parte del iris, y

en respuesta a la identificación de la cripta, designar al menos una parte de la cripta como sitio objetivo.

4. El sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1-3, en donde el controlador se configura para identificar la indicación mediante la identificación de residuos dentro de una distancia predefinida desde el sitio objetivo.

5. El sistema de acuerdo con la reivindicación 4, en donde el controlador se configura para identificar la indicación mediante la identificación del movimiento de los residuos.

6. El sistema de acuerdo con la reivindicación 4, en donde el controlador se configura para identificar la indicación identificando que un tamaño de los residuos es mayor que un umbral predefinido.

7. El sistema de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1-3, en donde el controlador se configura para identificar la indicación mediante la identificación de un orificio a través del sitio objetivo.

8. El sistema de acuerdo con la reivindicación 7, en donde el controlador se configura para identificar el orificio en respuesta a una diferencia de color entre el orificio y una parte del iris fuera del orificio.

9. El sistema de acuerdo con la reivindicación 7, en donde el controlador se configura para identificar la indicación identificando que un tamaño del orificio es mayor que un umbral predefinido.

10. El sistema de acuerdo con la reivindicación 9, en donde el umbral predefinido es un primer umbral predefinido, y en donde el controlador se configura para identificar la indicación mediante la identificación de residuos dentro de una distancia predefinida desde el sitio objetivo y que tienen un tamaño mayor que un segundo umbral predefinido.

11. El sistema de acuerdo con la reivindicación 10, en donde el segundo umbral predefinido es función de un tamaño del orificio.

12. El sistema de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1-3, en donde el controlador se configura además para:

identificar el sitio objetivo en otras imágenes de al menos una parte del iris, y

en respuesta a la identificación del sitio objetivo, apuntar el láser al sitio objetivo.

13. Un producto de software informático que comprende un medio tangible no transitorio legible por ordenador en el que se almacenan instrucciones de programa, cuyas instrucciones, cuando se ejecutan en un sistema como el definido por las reivindicaciones 1-12 hacen que el controlador:

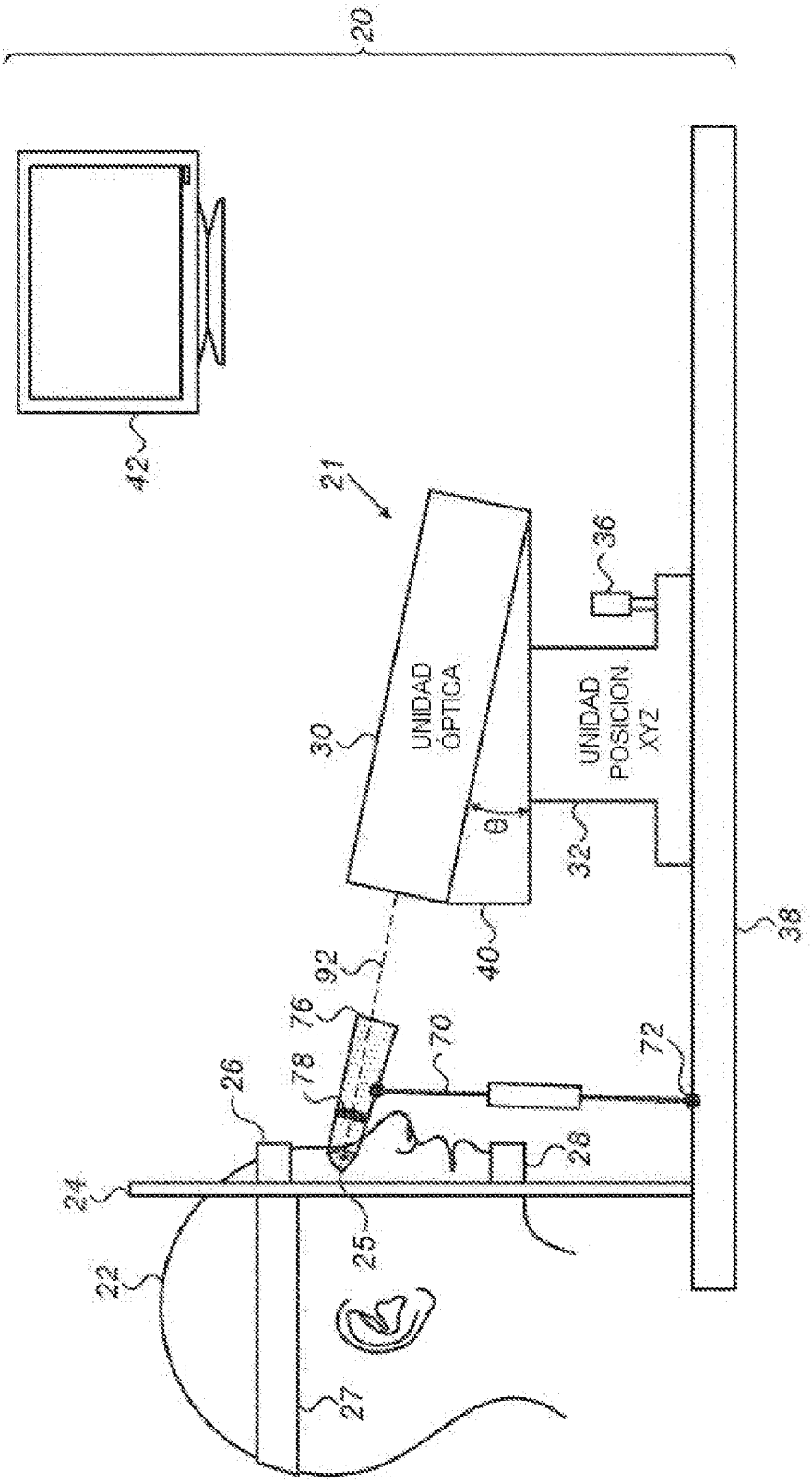
identifique en una o más imágenes (23) de al menos parte de un iris (29) de un ojo (25), una indicación de flujo de fluido a través de un sitio objetivo (41) en el iris, y

en respuesta a la identificación de la indicación, impedir que un láser (48) irradie el sitio objetivo.

14. El producto de software informático de acuerdo con la reivindicación 13, en donde las instrucciones hacen que el controlador identifique la indicación mediante la identificación de residuos dentro de una distancia predefinida desde el sitio objetivo.

15. El producto de software informático de acuerdo con la reivindicación 14, en donde las instrucciones hacen que el controlador identifique la indicación mediante la identificación del movimiento de los residuos.

FIG. 1


20
42
21
36
UNIDAD OPTICA
30
UNIDAD POSICION XYZ
θ
32
38
40
92
76
70
72
78
26
28
24
25
22
27

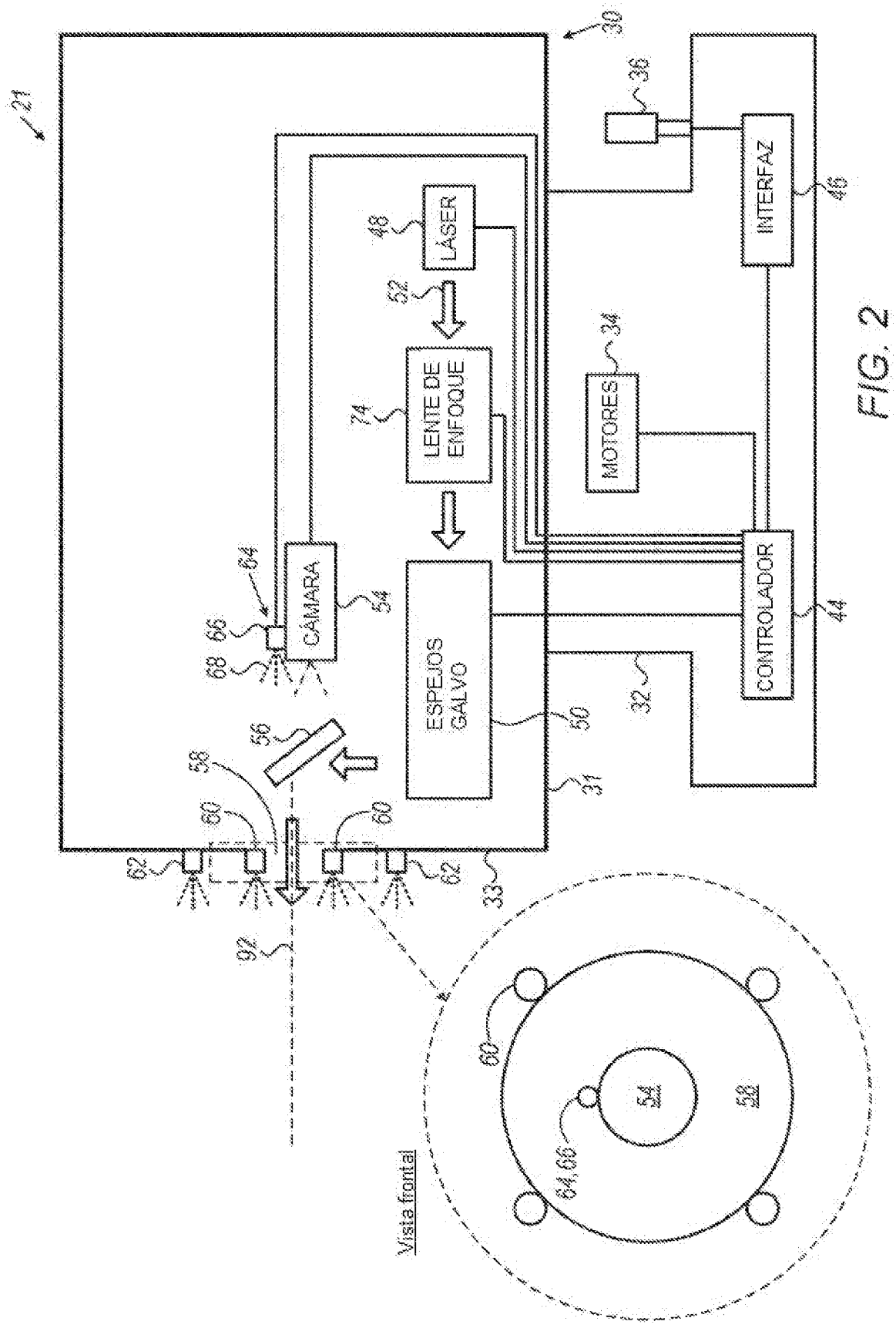

21
30
36
INTERFAZ
46
LÁSER
48
52
74
LENTE DE ENFOQUE
MOTORES
34
64
66
68
CÁMARA
54
ESPEJOS GALVO
50
56
58
60
62
33
31
32
CONTROLADOR
44
92
Vista frontal
24
28
64,66

FIG. 2

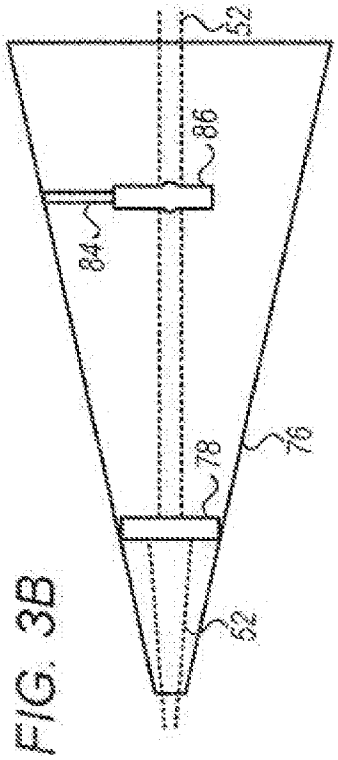


FIG. 3B

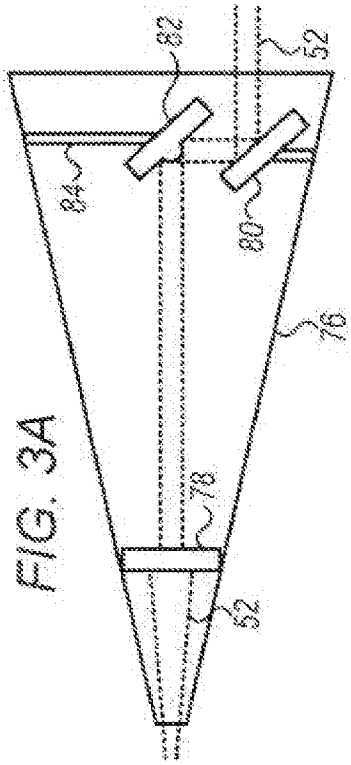


FIG. 3A

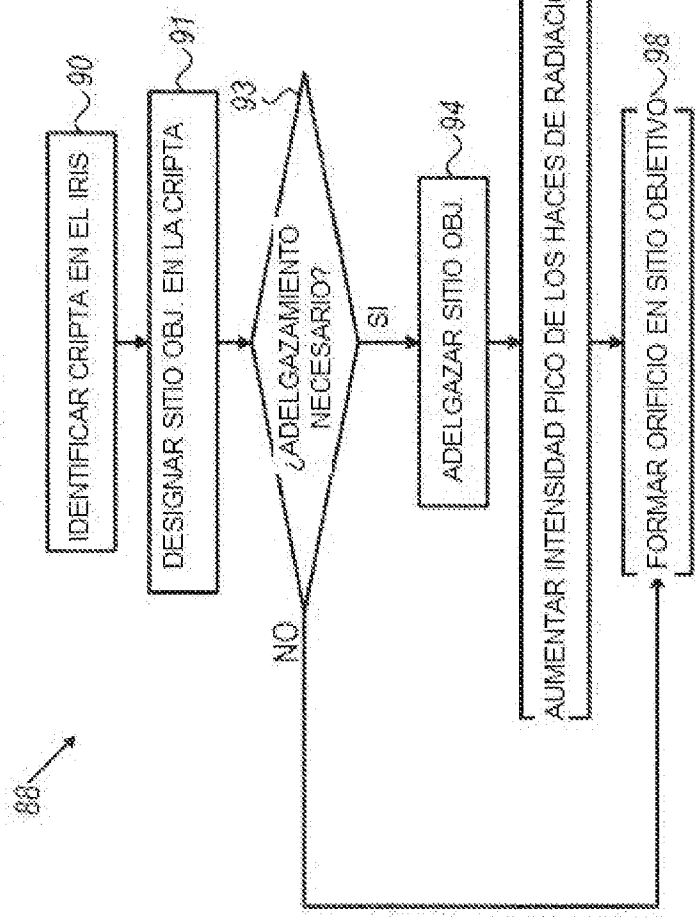


FIG. 4

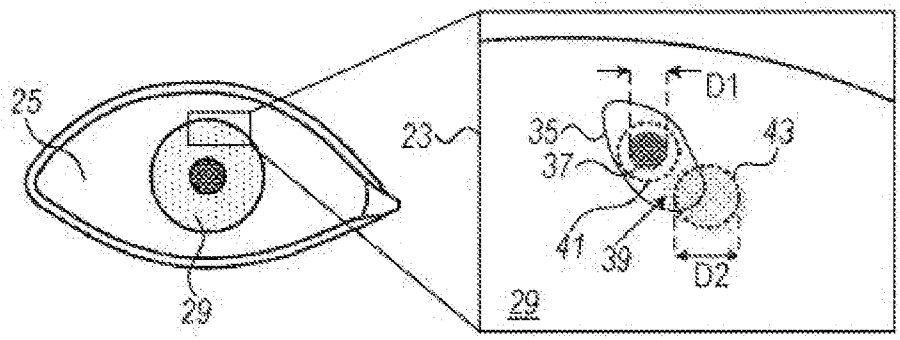

25
23
29
D1
35
37
43
41
39
D2
29

FIG. 5

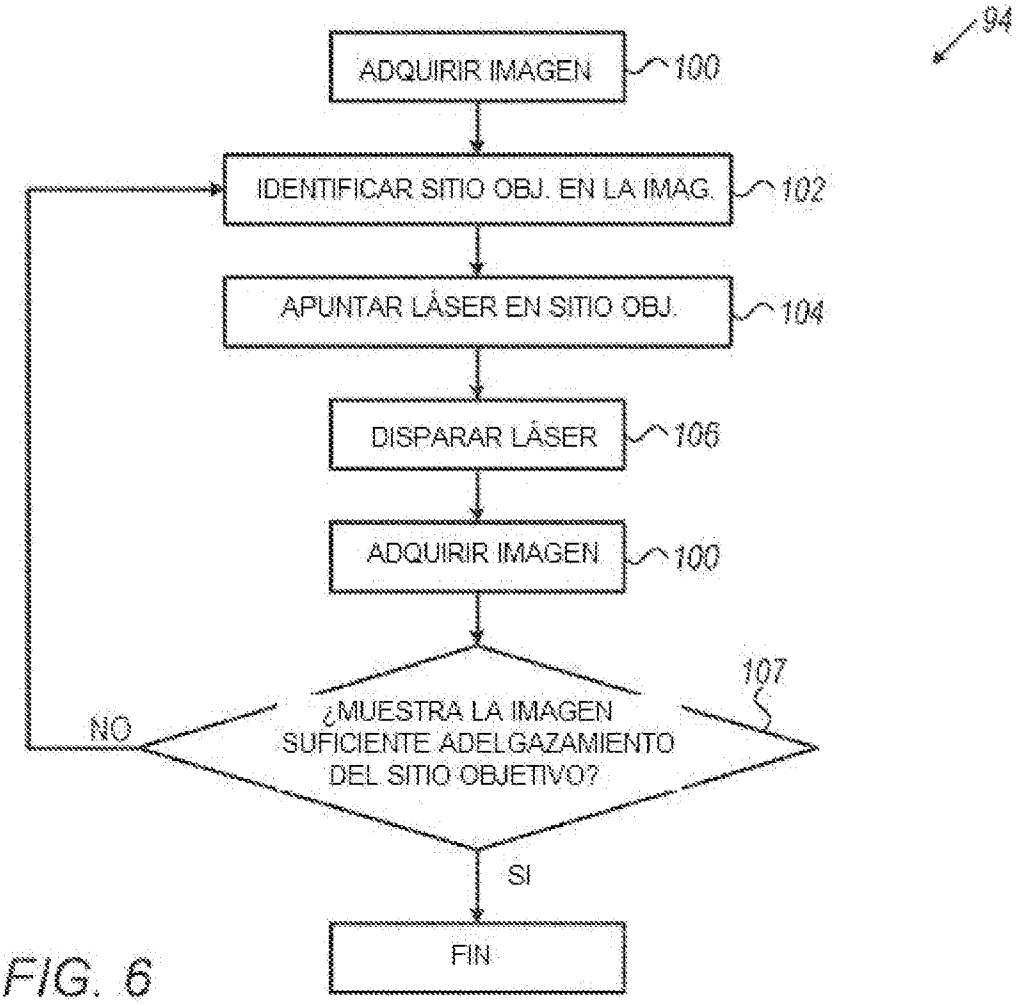

94
ADQUIRIR IMAGEN
100
IDENTIFICAR SITIO OBJ. EN LA IMAG.
102
APUNTAR LÁSER EN SITIO OBJ.
104
DISPARAR LÁSER
106
ADQUIRIR IMAGEN
100
¿MUESTRA LA IMAGEN SUFICIENTE ADELGAZAMIENTO DEL SITIO OBJETIVO?
107
NO
SI
FIN

FIG. 6

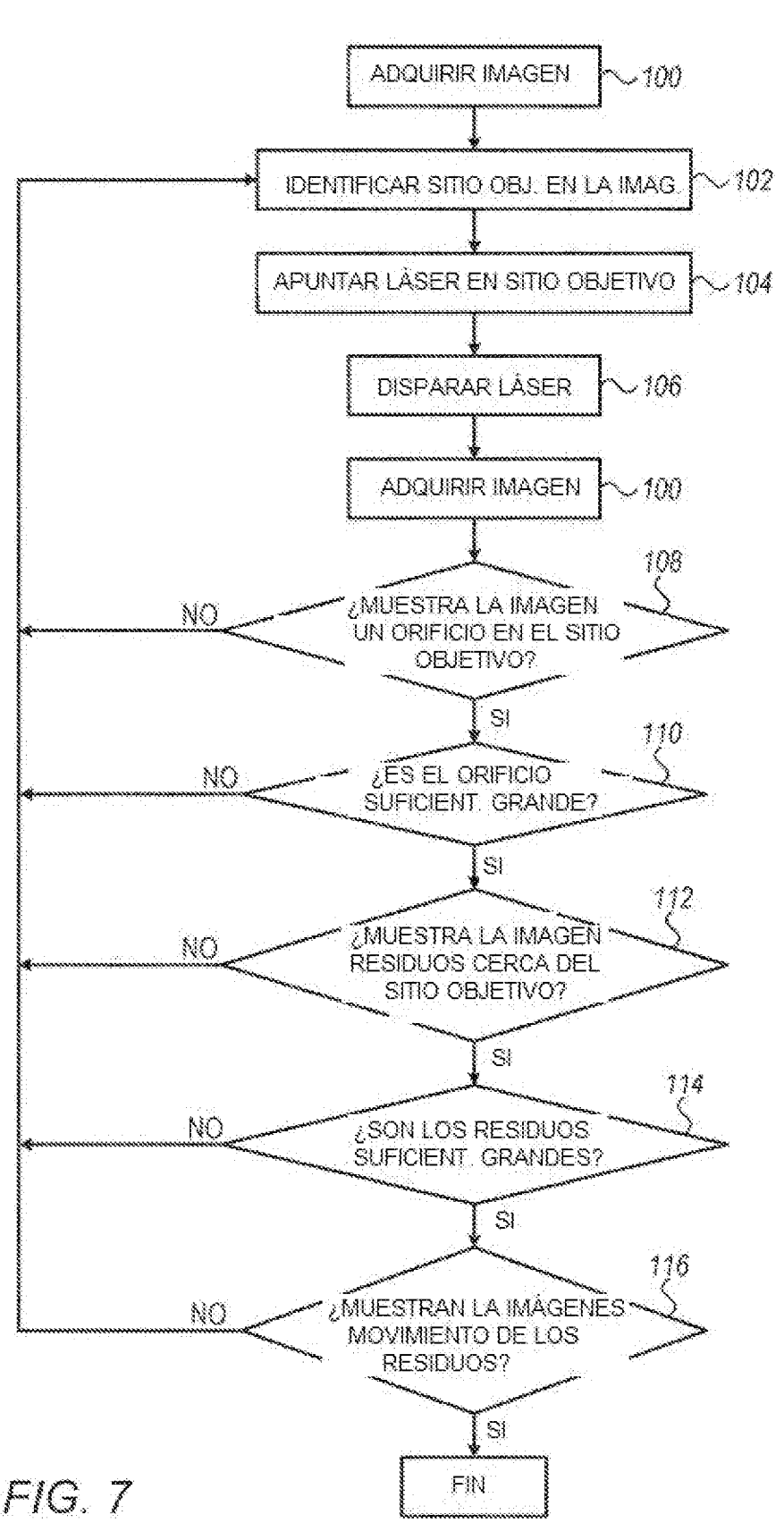

98
ADQUIRIR IMAGEN
100
IDENTIFICAR SITIO OBJ. EN LA IMAG.
102
APUNTAR LÁSER EN SITIO OBJETIVO
104
DISPARAR LÁSER
106
ADQUIRIR IMAGEN
100
108
¿MUESTRA LA IMAGEN UN ORIFICIO EN EL SITIO OBJETIVO?
NO
SI
110
¿ES EL ORIFICIO SUFICIENT. GRANDE?
NO
SI
112
¿MUESTRA LA IMAGEN RESIDUOS CERCA DEL SITIO OBJETIVO?
NO
SI
114
¿SON LOS RESIDUOS SUFICIENT. GRANDES?
NO
SI
116
¿MUESTRAN LA IMÁGENES MOVIMIENTO DE LOS RESIDUOS?
NO
SI
FIN

FIG. 7