

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 625 865**

51 Int. Cl.:

A61B 18/18 (2006.01)

A61F 9/008 (2006.01)

A61B 18/20 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **26.04.2007 PCT/US2007/010045**

87 Fecha y número de publicación internacional: **08.11.2007 WO 2007/127257**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.04.2007 E 07776190 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.04.2017 EP 2012696**

54 Título: **Sistema quirúrgico óptico dinámico que utiliza una relación fija entre la visualización de tejido diana y la administración del haz**

30 Prioridad:

28.04.2006 US 795918 P
25.04.2007 US 789964

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
20.07.2017

73 Titular/es:

TOPCON MEDICAL LASER SYSTEMS, INC.
(100.0%)
3130 CORONADO DRIVE
SANTA CLARA, CA 95053, US

72 Inventor/es:

ANDERSEN, DAN y
ANGELEY, DAVID G.

74 Agente/Representante:

DURÁN MOYA, Carlos

ES 2 625 865 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

Sistema quirúrgico óptico dinámico que utiliza una relación fija entre la visualización de tejido diana y la administración del haz

5

SECTOR TÉCNICO DE LA INVENCION

La presente invención se refiere a técnicas y dispositivos quirúrgicos ópticos, y en concreto a dispositivos quirúrgicos ópticos oftálmicos para el tratamiento de tejido, que utilizan sistemas acoplados y móviles de visualización y administración del haz.

10

ESTADO DE LA TÉCNICA ANTERIOR

Los procedimientos de fotocoagulación para el tratamiento de desprendimientos de retina, retinopatía diabética y otros trastornos retinianos son bien conocidos en la técnica. Se ha utilizado una configuración bien conocida de microscopio de lámpara de hendidura para proporcionar la visualización y la base para dichos procedimientos.

15

Los sistemas oftálmicos quirúrgicos de láser tradicionales incluyen una fuente de láser que está conectada con un dispositivo de administración montado en una lámpara de hendidura por medio de una fibra óptica. El tratamiento se implementa a menudo utilizando un haz de puntería que marca individualmente la posición en la que el punto de láser incidirá en el tejido diana. Normalmente son administrados aproximadamente 1500 pulsos de láser en un procedimiento estándar de fotocoagulación pan-retiniana, totalizando a menudo más de 90 minutos de tratamiento a través de múltiples sesiones. Cada uno de esos pulsos de láser se activa mediante el accionamiento de un pedal, y los parámetros del pulso de láser administrado se controlan mediante un panel de control. Este enfoque de "paso y repetición" de disparo individual consume mucho tiempo, es cansado, laborioso e incómodo tanto para el médico como para el paciente.

20

25

Se han propuesto otras alternativas para mejorar la seguridad y la velocidad de la cirugía láser. Estas propuestas necesitan que el sistema láser subyacente sea enormemente complicado. Por ejemplo, los dispositivos de administración simultánea de múltiples puntos descritos en las Patentes U.S.A. números 5.921.981, 6.066.128 y 6.096.028 tienen que utilizar un sistema láser que pueda producir potencias de salida considerablemente mayores que las de un sistema de un solo punto. Este aumento en la potencia del láser implica costes adicionales y considerables, e incrementa los posibles problemas de seguridad.

30

Análogamente, para aumentar la velocidad del procedimiento manual, el enfoque descrito en la Patente Int. Pub. número WO 2005/065116 A2 utiliza un único haz que es barrido utilizando óptica de barrido para crear un patrón de puntos láser terapéuticos secuenciales representados primero mediante un haz de puntería. El barrido de un único punto en la disposición de un patrón permite la utilización de un haz y una fuente de láser de menor potencia. Para garantizar que el tamaño y la forma de los patrones de puntos producidos por los haces tanto de puntería como terapéuticos son idénticos, este dispositivo utiliza sistemas elaborados de detección del patrón y retroalimentación asociada. Aunque proporciona un medio para mejorar la cirugía láser, incrementa asimismo el coste y la complejidad del sistema. Además, no hay ninguna corrección deliberada entre el campo de visión del médico a través del microscopio y los patrones de puntos producidos por el sistema.

35

40

Por consiguiente, existe una necesidad de un enfoque seguro, económico, adaptable y eficiente para cirugía láser que proporcione un patrón de luz de tratamiento que se genere de manera fiable y que esté estrechamente ligado al campo de visión del médico.

45

A partir de la publicación de la Patente GB 2252249 A es conocida una fuente de láser y un aparato de microscopio por lámpara de hendidura para operación oftálmica que utiliza fotocoagulación mediante haz de láser, cuyo ajuste se puede realizar introduciendo/retirando/desplazando elementos ópticos en diversos caminos ópticos.

50

A partir de la publicación de la Patente WO 99/44491 A1 es conocido un sistema que permite visualizar el interior del ojo y simultáneamente tratarlo con un láser.

55

A partir de la publicación de la Patente WO 01/87181 A2 es conocido un sistema y un procedimiento para el tratamiento óptico preciso del fondo del ojo utilizando generación de imágenes basada en ordenador, procesamiento y control central conjuntamente con fuentes de diodo láser y fibras ópticas.

60

CARACTERÍSTICAS DE LA INVENCION

La presente invención resuelve los problemas mencionados anteriormente proporcionando un dispositivo quirúrgico para trasladar un haz óptico sobre un tejido diana en un patrón predeterminado, mientras se desplaza simultáneamente el campo de visión del médico del tejido diana.

65

De acuerdo con la invención, se da a conocer un dispositivo quirúrgico para tratar tejido diana, según la reivindicación 1.

5 Resultarán evidentes otros objetivos y características de la presente invención mediante un examen de la descripción, las reivindicaciones y los dibujos adjuntos.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

10 La figura 1 es una vista esquemática del dispositivo quirúrgico oftálmico en el que el sistema láser y el microscopio se trasladan para mover simultáneamente el haz de tratamiento y el campo de visión del médico.

La figura 2 es una vista esquemática de un dispositivo quirúrgico oftálmico en el que el microscopio se traslada para desplazar simultáneamente el haz de tratamiento y el campo de visión del médico.

15 La figura 3 es una vista en planta del plano diana de un patrón de puntos de luz de tratamiento generado mediante el dispositivo quirúrgico oftálmico

La figura 4 es una vista en planta del plano diana de un patrón lineal de luz de tratamiento generado mediante el dispositivo quirúrgico oftálmico.

20 La figura 5 es una vista en planta del plano diana de un patrón bidimensional de puntos de luz de tratamiento generado mediante el dispositivo quirúrgico oftálmico

25 La figura 6 muestra una diana generada mediante el microscopio, que indica la posición del haz de tratamiento en la imagen de tejido diana.

La figura 7 es una vista esquemática del dispositivo quirúrgico oftálmico de la figura 1, que incluye además un dispositivo de retícula que indica la posición del haz de tratamiento en la imagen del tejido diana.

30 La figura 8 muestra la visión proporcionada por el dispositivo de retícula, incluyendo información del sistema.

La figura 9 es una vista esquemática del dispositivo quirúrgico oftálmico en el que el sistema láser y una parte del microscopio se trasladan para desplazar simultáneamente el haz de tratamiento y el campo de visión del médico.

35 La figura 10 es una vista esquemática del dispositivo quirúrgico oftálmico en el que el sistema láser y una parte del microscopio se trasladan para desplazar simultáneamente el haz de tratamiento y el campo de visión del médico.

La figura 11 es una vista esquemática del dispositivo quirúrgico oftálmico en el que una lente se traslada para desplazar simultáneamente el haz de tratamiento y el campo de visión del médico.

40 La figura 12 es una vista lateral, en sección, de una lente de contacto oftálmica con una lente desplazable que se traslada para mover simultáneamente el haz de tratamiento y el campo de visión del médico.

45 La figura 13 es una vista esquemática del dispositivo quirúrgico oftálmico, en el que el sistema láser y el microscopio se trasladan para desplazar simultáneamente el haz de tratamiento y el campo de visión del médico, en el que el haz de tratamiento y el haz de visualización están separados espacialmente excepto en el punto en que se cruzan entre sí.

50 La figura 14 es una vista en planta del plano diana, de un patrón de puntos de luz de tratamiento generado mediante el dispositivo quirúrgico oftálmico, con separación irregular entre los puntos.

La figura 15 es una vista en planta del plano diana, de un patrón circular de puntos de luz de tratamiento, generado mediante el dispositivo quirúrgico oftálmico.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LAS REALIZACIONES PREFERENTES

La presente invención es un procedimiento y un dispositivo quirúrgico oftálmico que aumenta la velocidad y mejora la seguridad de la cirugía láser, tal como fotocoagulación retiniana, desplazando simultáneamente el haz de tratamiento y el campo de visión del médico (visualización del tejido diana).

60 La figura 1 muestra el dispositivo quirúrgico oftálmico -10-, que incluye un conjunto -12- de fuente de luz montado rígidamente en un microscopio -14-. El conjunto -12- de fuente de luz contiene una fuente de luz de tratamiento -16- (por ejemplo, un láser de estado sólido de 532 nm, aunque podría ser en su lugar otro tipo de fuente de luz adecuada, tal como un láser de gas o de estado sólido, un diodo láser, una lámpara de destellos, uno o varios diodos emisores de luz, etc.) para generar un haz de luz de tratamiento -18-, y una fuente de luz -20- de puntería (por ejemplo, un diodo láser de 635 nm, aunque podría ser en su lugar cualquier otro tipo de fuente de luz adecuada,

tal como un láser de gas o estado sólido, un diodo láser, una lámpara de destellos, uno o varios diodos emisores de luz, etc.) para generar un haz de luz de puntería -22-. El haz de puntería -22- puede ser visible al ojo, o invisible si se utiliza un esquema de visualización alternativo, tal como formación de imágenes por infrarrojos. El haz de tratamiento -18- de la fuente de luz -16- se encuentra en primer lugar con el espejo -24-, que sirve para reflejar una parte fija de la luz de tratamiento hacia un fotodiodo para medir la potencia del haz de tratamiento -18- (por razones de seguridad). El haz de tratamiento -18- se encuentra a continuación con un obturador -28- para controlar la administración del haz de tratamiento -18- bloqueando selectivamente la luz. El haz de tratamiento -18- se encuentra a continuación con un espejo giratorio -30- que refleja la luz al espejo -32-, lo que sirve para combinar el haz de tratamiento -18- y el haz de puntería -22- sobre el mismo camino óptico. Un espejo -34- y un fotodiodo -36- sirven para muestrear una parte de los haces -18-, -22- para medir la potencia (y para actuar como un monitor redundante del estado del obturador -28-). Se puede utilizar una lente -38- (por ejemplo, una sola lente, una lente compuesta, etc.) para acondicionar la luz que sale del conjunto -12- de fuente de luz. Electrónica de control -40- controla las fuentes de luz -16-, -20- y el obturador -28- por medio de un dispositivo de entrada/salida -42-. La electrónica de control -40- puede asimismo recibir señales de monitorización desde el obturador -28- y los fotodiodos -26-, -36-. El médico puede utilizar una interfaz -44- gráfica de usuario y un dispositivo -46- de entrada de usuario (por ejemplo, una palanca de control) para monitorizar y controlar el sistema por medio de la electrónica de control -40-.

El microscopio -14- incluye un espejo de administración -50-, que dirige los haces -18-, -22- al ojo -52- del paciente mediante una lente oftálmica -54-. En la configuración de la figura 1, la lente oftálmica -54- crea una imagen real en el aire de la retina del paciente en la ubicación -OP-. El espejo de administración -50- puede ser ajustable (desplazable) para cambiar selectivamente el tejido diana en el interior del ojo -50- del paciente al que se dirigen los haces -18-, -22-. Se visualiza una imagen del ojo del paciente haciendo pasar luz de imagen (haz de visualización -48-) desde el tejido diana en el ojo -52- del paciente a través del espejo -50-, a través de una lente de objetivo -56-, a través de una etapa de aumento -58-, a través de un filtro -60- de seguridad del ojo, a través de una lente ocular -62- y hasta el ojo -64- del médico. La fuente para la luz de formación de imágenes se proporciona mediante un medio auxiliar no mostrado. Por ejemplo, esta iluminación se puede proporcionar de manera convencional, tal como se encuentra en un microscopio de lámpara de hendidura. El filtro -60- de seguridad del ojo impide que la luz terapéutica del haz -18- entre en el ojo -64- del médico. La etapa de aumento -58- incluye uno o varios elementos ópticos desplazables (por ejemplo, lentes), que cambian el aumento de la imagen que entra a la lente ocular -62-. La etapa de aumento que se muestra puede consistir en la lente tubular que se encuentra convencionalmente en el microscopio de lámpara de hendidura. La lente ocular -62- podría consistir en una serie de elementos ópticos que entregan la imagen de tejido diana a ambos ojos del médico, del mismo modo que se realiza en los bien conocidos microscopios de lámpara de hendidura. El sistema óptico del microscopio -14- produce un plano de imagen intermedio IP que es el conjugado del plano objeto -OP- del sistema. Preferentemente, los haces -18-, -22- y -48- viajan a lo largo del eje óptico central -OA- del microscopio -14-, de tal modo que el sistema proporcionará la visualización más periférica en todas las direcciones alrededor del tejido diana cuando el sistema funciona. Alternativamente, el microscopio no tiene que utilizar un objetivo principal común tal como se muestra, sino que puede ser de tipo Greenough. Los microscopios de Greenough incluyen dos microscopios compuestos independientes -uno para cada ojo-, cada uno dispuesto con un ángulo de convergencia diferente. Estos son económicos pero no tan flexibles como otros diseños.

Una característica clave del sistema es que el eje óptico -OA- del microscopio -14- (incluyendo el espejo de administración -50-) es trasladado en un patrón predeterminado en relación con el ojo del paciente para desplazar los haces -18-, -22- sobre el tejido diana, pero sin desviar el haz de visualización -48- alejándolo del eje óptico -OA- a medida que pasa a través del microscopio -14-. Esto permite el desplazamiento de los haces -18-, -22- en un patrón sobre el tejido diana, simultáneamente con un cambio correspondiente del campo de visión del médico, de tal modo que la visión periférica del médico no se ve comprometida (es decir, el tejido diana que recibe los haces -18-, -22- sigue centrado en el campo de visión en la lente ocular -62-). La traslación se consigue con un dispositivo de traslación -66- que traslada el dispositivo quirúrgico oftálmico -10- (el conjunto -12- de fuente de luz y el microscopio -14-) en relación con el ojo -52- del paciente, en un patrón predeterminado. Más específicamente, el dispositivo de traslación desplaza el dispositivo quirúrgico -10- con respecto a un reposacabezas u otro aparato que fije la posición de la cabeza del paciente. Los dispositivos de traslación adecuados pueden incluir, de forma no limitativa, un motor, un elemento piezoeléctrico, un galvanómetro y/o una combinación de estos, bajo el control de electrónica de control -40-.

La figura 1 muestra la traslación del microscopio -14- mediante un cierto desplazamiento -OS- alejándose del eje longitudinal -CL- del ojo del paciente (y/o del eje longitudinal de la lente oftálmica -54-), en la dirección de la flecha -X-. Esta traslación hace que los haces -18-, -22- se trasladen en la misma magnitud (-OS-) en el punto en que entran en la lente -54-, haciendo de ese modo que el punto en que los haces -18-, -22- inciden en el tejido retiniano del ojo -52- del paciente se desplacen del punto -O- al punto -S-. La distancia real entre los puntos -O- y -S- en el ojo -52- de paciente (en base a la distancia de traslación del microscopio -OS-) dependerá del aumento del sistema óptico entre la posición -OP- y el tejido diana. Si la imagen en el aire del ojo del paciente está aumentada en un factor M, entonces la distancia entre los puntos -O- y -S- en el tejido diana (que representa la distancia desplazamiento -DP- de los haces -18-, -20- en el tejido diana, provocada por la traslación de -OS-) será de $DP=OS/M$. En esta ilustración en concreto, M (que viene impuesto por la lente oftálmica -54- y la potencia óptica -68- del ojo del paciente) es tal que -DP- es menor que -OS-.

En la configuración de la figura 1, el dispositivo de traslación -66- desplaza juntos tanto el conjunto -12- de fuente de luz como el microscopio -14-, lo que implica que ambos están empaquetados juntos integralmente. La figura 2 muestra una realización alternativa, en la que el conjunto -12- de fuente de luz y el microscopio -14- son componentes independientes, y el dispositivo de traslación -66- solamente traslada el microscopio -14- (y no el conjunto -12- de fuente de luz). En esta configuración, se utiliza una fibra óptica -70- y lentes -72-, -74- para administrar los haces -18-, -22- al espejo de administración -50-, de tal modo que el desplazamiento relativo entre el conjunto -12- de fuente de luz y el microscopio -14- no modifica el alineamiento de los haces -18-, -22- sobre el espejo de administración -50-. De este modo, no es necesario desplazar los componentes más pesados y voluminosos del conjunto -12- de fuente de luz junto con el movimiento de traslación del microscopio -14- para implementar el movimiento deseado de los haces -18-, -22- sobre el tejido diana.

Las figuras 1 y 2 muestran la visualización del ojo -52- del paciente por medio del microscopio -14-, dirigiendo el haz de imagen -48- sobre la retina del ojo -64- del médico. Sin embargo, se debe observar que se podría utilizar una cámara u otro dispositivo de formación de imágenes adecuado (por ejemplo, oftalmoscopio de barrido láser, tomografía de coherencia óptica, etc.) para capturar la luz de la imagen y reproducir para el médico la imagen formada por la misma. La imagen se puede visualizar en una pantalla electrónica, o en la interfaz gráfica de usuario -44- del sistema.

Desplazar el microscopio -14- (y opcionalmente el conjunto -12- de fuente de luz) en un patrón predeterminado permite al médico tratar rápidamente un área relativamente grande de tejido diana de manera semi-automatizada, manteniendo al mismo tiempo los haces -18-, -22- en o cerca del campo de visión del médico. Por ejemplo, la figura 3 muestra un patrón de puntos -76- del haz de tratamiento -18- administrado a un área de tratamiento -78- sobre el tejido diana desplazando el microscopio -14- tal como se ha descrito anteriormente. En este caso, la fuente de luz -16- y/o el obturador -28- están configurados para producir un haz de tratamiento pulsado -18-, donde el microscopio -14- es desplazado entre las administraciones de luz pulsada. El sistema avanza escalonadamente a través del movimiento en la dirección -X- (con una velocidad -V-) y a continuación se detiene para cada pulso de luz, haciendo de ese modo que se administre cada punto -76- mientras el sistema está estacionario. A continuación el movimiento se repite, administrándose múltiples puntos -76- al área de tratamiento -78- mediante esta secuencia de avanzar, parar, tratar y repetir. Este proceso se puede llevar a cabo primero utilizando el haz de puntería -22-, que muestra el médico dónde se dirigirá el patrón del haz de tratamiento. Una vez que el patrón de puntos de puntería está alineado visualmente con el área de tratamiento deseada -78-, el médico puede activar el sistema para administrar el patrón de la luz de tratamiento a esa misma área de tratamiento -78-.

Aunque los puntos -76- se muestran siendo redondos, no es necesario que sean redondos. El patrón de luz proyectada sobre el área de tratamiento tampoco tiene que consistir en puntos discretos. El sistema puede desplazar el haz de tratamiento -18- a lo largo del tejido diana durante un único pulso o utilizando una fuente de luz continua. La figura 4 muestra un punto -76- de luz de tratamiento desplazado a través del área de tratamiento mientras la fuente de luz -16- de tratamiento está conectada y el obturador -28- está abierto, lo que tiene como resultado un patrón de luz que constituye una línea de la luz de tratamiento sobre el tejido de tratamiento. En este ejemplo, si el punto -76- tiene un diámetro d y se desplaza a lo largo del tejido diana a una velocidad de d/t en la dirección -x- positiva, el punto proporciona una duración de pulso eficaz t que cubre una distancia -D-. Si la fuente de luz de tratamiento está conectada continuamente, y por lo tanto t puede ser lo mayor posible, entonces se puede cubrir un área de tratamiento -78- relativamente larga mediante una única aplicación del haz de tratamiento -18-. Alternativamente, el haz puede ser conectado y desconectado, lo que proporcionaría una matriz de puntos.

El patrón de puntos o líneas no se tiene que limitar a solamente simples líneas rectas. La figura 5 muestra un patrón bidimensional creado trasladando el microscopio -14- en múltiples direcciones. En este ejemplo, el sistema se traslada primero a una velocidad -V1- para completar la trayectoria -1-. El sistema ejecuta a continuación un movimiento perpendicular a lo largo de la trayectoria -2- a la velocidad -V2-. Finalmente, el sistema ejecuta otro movimiento perpendicular a lo largo de la trayectoria -3- a la velocidad -V3-, completando dos filas de puntos de tratamiento discretos -76-. Son posibles asimismo trayectorias curvadas, incluyendo arcos, círculos y trayectorias aleatorias. La luz de tratamiento se puede administrar como puntos estacionarios discretos, tal como se muestra en la figura 5, o como una o varias líneas (curvadas o rectas) sobre el tejido diana.

Se debe observar que la inclusión de la fuente -20- del haz de puntería y la utilización del haz de puntería -22- es opcional. Si se utiliza el haz de puntería -22-, el patrón de la luz de puntería puede replicar de manera precisa el patrón de la luz de tratamiento (es decir, estando superpuestos espacialmente entre sí en el tejido diana), o bien puede ser un patrón diferente que indique dónde se aplicará el patrón de la luz de tratamiento. Por ejemplo, el patrón para el haz de puntería -18- podría ser un cuadrado o un círculo que rodee o circunscriba de otro modo el tejido que recibirá el patrón del haz de tratamiento -18-.

La figura 6 muestra una alternativa a la utilización del haz de puntería -22-. En lugar de proyectar luz de puntería sobre el tejido diana y visualizar la luz de puntería, para indicar la posición del patrón de tratamiento se puede utilizar una diana -80- conformada como una referencia (es decir, una retícula estática) en, o entre uno de los elementos ópticos utilizados para visualizar el tejido diana. Este esquema de alineamiento hace uso del hecho de la relación fija

entre la imagen -82- de visualización del tejido diana (visto a través del microscopio -14-) y la posición del punto -76- en el patrón de tratamiento. En este caso, se utiliza la diana -80- para informar al médico de la posición del haz de tratamiento sobre el tejido diana. Dado que el sistema de formación de imágenes del microscopio -14- se desplaza junto con el haz de tratamiento -18- en relación con el tejido diana, la posición del punto -76- en la imagen -82- no cambia. La imagen -82- sirve de manera efectiva como una ayuda de alineamiento para localizar el punto -76- con respecto al tejido.

La figura 7 muestra una configuración para implementar la diana -80-, incluyendo un dispositivo de retícula -84- en el plano de imagen intermedio IP que genera o forma una diana -80-. El dispositivo de retícula -84- puede ser un elemento óptico pasivo con marcas de referencia, o un elemento óptico activo tal como una LCD o un dispositivo de proyección que genere la diana -80- bajo el control de electrónica de control -40-. La diana -80- del dispositivo de retícula -84- está alineada de tal modo que el haz de tratamiento -18- será administrado solamente a las posiciones del tejido diana dentro del límite definido por la diana -80-, superpuesta sobre la imagen del tejido diana. En este caso, la imagen de la diana -80- se forma directamente en el ojo del médico, de tal modo que se ve superpuesta sobre la imagen de la retina del paciente. En el caso de un dispositivo de retícula óptico activo, la diana -80- es ajustable, para adaptarse fácilmente a diferentes aumentos del sistema, tamaños de punto, áreas y formas de tratamiento, mientras sigue proporcionando su precisión intrínseca. La información del sistema, tal como la potencia del láser, la duración de los pulsos, el área de tratamiento, el tamaño de los puntos, etc., se puede presentar asimismo al médico mediante el dispositivo de retícula -84-, lo que permitiría al médico acceder dinámicamente a dicha información sin tener que quitar la vista de la imagen del paciente (ver la figura 8). Si la imagen es capturada y visualizada en una pantalla o IGU (Interfaz Gráfica de Usuario) -44-, puede mostrarse solamente la parte de la diana mostrada dentro de los confines del área prevista de tratamiento a someter a tratamiento mediante la luz láser.

La figura 9 muestra una realización alternativa que es similar a la de la figura 1. En esta realización, no sólo todo el conjunto -12- de fuente de luz está contenido en el microscopio -14-, sino que solamente una parte -86- del microscopio -14- se traslada para generar el patrón de la luz de tratamiento sobre el ojo del paciente. Específicamente, el dispositivo de traslación -66- desplaza el conjunto -12- de fuente de luz, el espejo de administración -50-, la lente -56- y la etapa de aumento -58-. El resto de los componentes del microscopio se mantienen alineados con el eje longitudinal -CL- del ojo del paciente. La ventaja de esta configuración es que solamente algunos de los componentes del microscopio, pero no todos, son desplazados por el dispositivo de traslación -66-. La figura 10 muestra la misma realización, pero en que la etapa de aumento -58- está incluida como parte de los elementos ópticos que permanecen estacionarios en lugar de desplazarse. Para seguir eliminando el número de componentes que son desplazados por el dispositivo de traslación -66-, la lente de objetivo -56- puede estar situada en el lado del tejido diana del espejo de administración -50-, donde solamente la lente de objetivo -56- es trasladada mediante el dispositivo de traslación -66- para desplazar los haces -18-, -22- sobre el tejido diana (tal como se muestra en la figura 11).

La figura 12 muestra otra realización similar a la de la figura 11. En lugar de desplazar cualesquier componente en el microscopio -14-, se puede trasladar una lente -88- que es interna con respecto a la lente oftálmica -54-. En esta configuración, la lente oftálmica -54- incluye la lente -88-, una placa de contacto -90- (que establece contacto con el ojo del paciente), un cuerpo envolvente -92- y un dispositivo de traslación -94- (que puede incluir cualquiera de los dispositivos móviles descritos anteriormente) que desplaza la lente -88- en las direcciones x e y. Unas líneas de control -96- pueden estar conectadas al dispositivo de entrada/salida -42-. Trasladar la lente -88- mediante el dispositivo de traslación -94- permite que la imagen del ojo del paciente se desplace en el plano objeto -OP-, desplazando por lo tanto el punto -76- sobre el tejido diana. Aunque se muestra una lente oftálmica con una placa de contacto -90-, ésta no es necesaria. Es posible utilizar una lente oftálmica que no establezca contacto con el ojo del paciente. En el caso de una lente oftálmica sin contacto, solamente están incluidos el cuerpo envolvente -92-, la lente -88- y las líneas de control -96-.

La figura 13 muestra una realización similar a la de la figura 1, en la que el haz -18-, -22- procedente del conjunto -12- de fuente de luz y el haz de visualización -48- a través del microscopio -14- están separados espacialmente y se hace que apunten a una posición común en el plano objeto -OP- creado por la lente -54-. Por lo tanto, el sistema incluye tres dispositivos ópticos que "miran" en direcciones diferentes, pero comparten un punto común S en el ojo -52- del paciente. Dicha configuración permite una integración sencilla con dispositivos existentes, dado que no es necesario alterar el tren óptico del sistema de visualización para acomodar el conjunto -12- de fuente de luz. Además, de la manera descrita con respecto a la figura 7, se puede añadir un dispositivo de tipo pantalla de visualización frontal similar al dispositivo de retícula -84- en una posición IP para proporcionar al médico una visualización dinámica de la posición del haz en el ojo -52- del paciente (teniendo controlado y monitorizado el movimiento del dispositivo de traslación -66- mediante electrónica de control -40-). En esta configuración, el sistema de visualización no se tiene que desplazar en absoluto, pero sigue mostrando al médico la disposición final de los haces -18-, -22-.

Se debe entender que la presente invención no se limita a la realización o realizaciones descritas anteriormente y mostradas en la presente memoria, sino que abarca todas y cada una de las variaciones que caen dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas. Por ejemplo, la separación entre puntos consecutivos se puede modificar tal como se muestra en la figura 14, variando la magnitud de la velocidad -V- o pulsando la fuente de luz con

intervalos temporales variables, teniendo como resultado una separación irregular de los puntos. Aunque se ha descrito anteriormente un barrido lineal, se puede implementar asimismo un movimiento del haz arqueado o circular (tal como el mostrado en la figura 15). Aunque las realizaciones descritas anteriormente incluyen lentes oftálmicas -54-, estas lentes podrían omitirse en cualquiera de estas realizaciones.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo quirúrgico para tratar tejido diana, que comprende:

5 un conjunto (12) de fuente de luz para generar un haz de luz de tratamiento;
un microscopio (14), que incluye:

10 un espejo de administración (50) para dirigir el haz de tratamiento sobre el tejido diana; y
una serie de segundos elementos ópticos (56, 58, 60, 62) para generar una imagen del tejido diana a partir de luz
que emana del tejido diana, incluyendo dicha serie de segundos elementos ópticos por lo menos una lente de
objetivo (56) y una etapa de aumento (58);

15 un dispositivo de traslación (66); y
electrónica de control (40) para controlar el dispositivo de traslación (66) con el fin de hacer que el haz de
tratamiento se desplace a lo largo del tejido diana en un patrón predeterminado,
caracterizado por que
el dispositivo de traslación (66) está dispuesto para trasladar:

20 (i) espejo de administración (50) y la serie de segundos elementos ópticos (56, 58, 60, 62),
(ii) el conjunto (12) de fuente de luz, el espejo de administración (50), la lente de objetivo (56) y la etapa de
aumento (58),
(iii) el conjunto (12) de fuente de luz, el espejo de administración (50) y la lente de objetivo (56), o
(iv) la lente de objetivo (56), estando la lente de objetivo (56) situada en el lado diana del espejo de administración
(50),

25 en relación con el tejido diana con el fin de desplazar simultáneamente tanto del haz de tratamiento a lo largo del
tejido diana como un campo de visión del tejido diana definido por la serie de segundos elementos ópticos (56, 58,
60, 62).

30 2. Dispositivo quirúrgico, según la reivindicación 1, en el que el espejo de administración (50) está configurado para
reflejar el haz de tratamiento hacia el tejido diana.

35 3. Dispositivo quirúrgico, según la reivindicación 1 ó 2, en el que la luz que emana del tejido diana pasa a través del
espejo de administración (50) y a la serie de segundos elementos ópticos (56, 58, 60, 62).

4. Dispositivo quirúrgico, según la reivindicación 2, que comprende además:

una fibra óptica (70) para administrar el haz de tratamiento del espejo de administración (50).

40 5. Dispositivo quirúrgico, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende además una lente
oftálmica (54).

6. Dispositivo quirúrgico, según la reivindicación 5, en el que la lente oftálmica (54) incluye una lente (88).

45 7. Dispositivo quirúrgico, según la reivindicación 6, que comprende además:

50 un cuerpo envolvente (92); y
un elemento de contacto (90) montado en el cuerpo envolvente para establecer contacto con el ojo de un paciente,
en el que la lente (88) está montada en el cuerpo envolvente por medio de un dispositivo de traslación (94), y en el
que el dispositivo de traslación desplaza la lente con respecto al cuerpo envolvente.

8. Dispositivo quirúrgico, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que:

55 el haz de tratamiento sigue un primer camino óptico desde el conjunto (12) de fuente de luz, a través del espejo de
administración (50) y hasta el tejido diana;
la luz que emana del tejido diana sigue un segundo camino óptico desde el tejido diana, a través del espejo de
administración (50) y a través de la serie de segundos elementos ópticos (56, 58, 60, 62); y
el primer y el segundo camino óptico están separados espacialmente pero se cruzan entre sí en una posición
común.

60 9. Dispositivo quirúrgico, según la reivindicación 8, en el que:

la lente (56) define un plano objeto (OP); y la posición común está situado en el plano objeto.

10. Dispositivo quirúrgico, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que por lo menos una de la serie de segundos elementos ópticos (56, 58, 60, 62) incluye una referencia diana (80) para referenciar visualmente una posición del tejido diana en la que el haz de tratamiento incide sobre el tejido diana.
- 5 11. Dispositivo quirúrgico, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, el que la serie de segundos elementos ópticos (56, 58, 60, 62) comprende además:
- un dispositivo de retícula (84) para marcar visualmente una posición de la imagen del tejido diana en la que el haz de tratamiento incide en el tejido diana.
- 10 12. Dispositivo quirúrgico, según la reivindicación 11, en el que el dispositivo de retícula (84) visualiza además información acerca de por lo menos un haz de tratamiento y una operación del conjunto de fuente de luz.
- 15 13. Dispositivo quirúrgico, según la reivindicación 11 o la reivindicación 12, en el que el haz de tratamiento dirigido sobre el tejido diana es pulsado, y en el que el patrón predeterminado comprende una serie de puntos separados.
14. Dispositivo quirúrgico, según la reivindicación 13, en el que los puntos están separados mediante una separación irregular.
- 20 15. Dispositivo quirúrgico, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el patrón predeterminado comprende una o varias líneas curvadas o rectas.
16. Dispositivo quirúrgico, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, que comprende además:
- 25 una segunda fuente de luz (20) para generar un haz de luz de puntería, en el que el primer elemento óptico (50) dirige el haz de puntería sobre el tejido diana, y en el que el dispositivo de traslación (66) traslada el primer elemento óptico y la serie de segundos elementos ópticos (56, 58, 60, 62) con respecto al tejido diana para desplazar simultáneamente el haz de puntería a lo largo del tejido diana y el campo de visión del tejido diana definido por la serie de segundos elementos ópticos.
- 30 17. Dispositivo quirúrgico, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende además:
- una interfaz gráfica de usuario para accionar la electrónica de control.

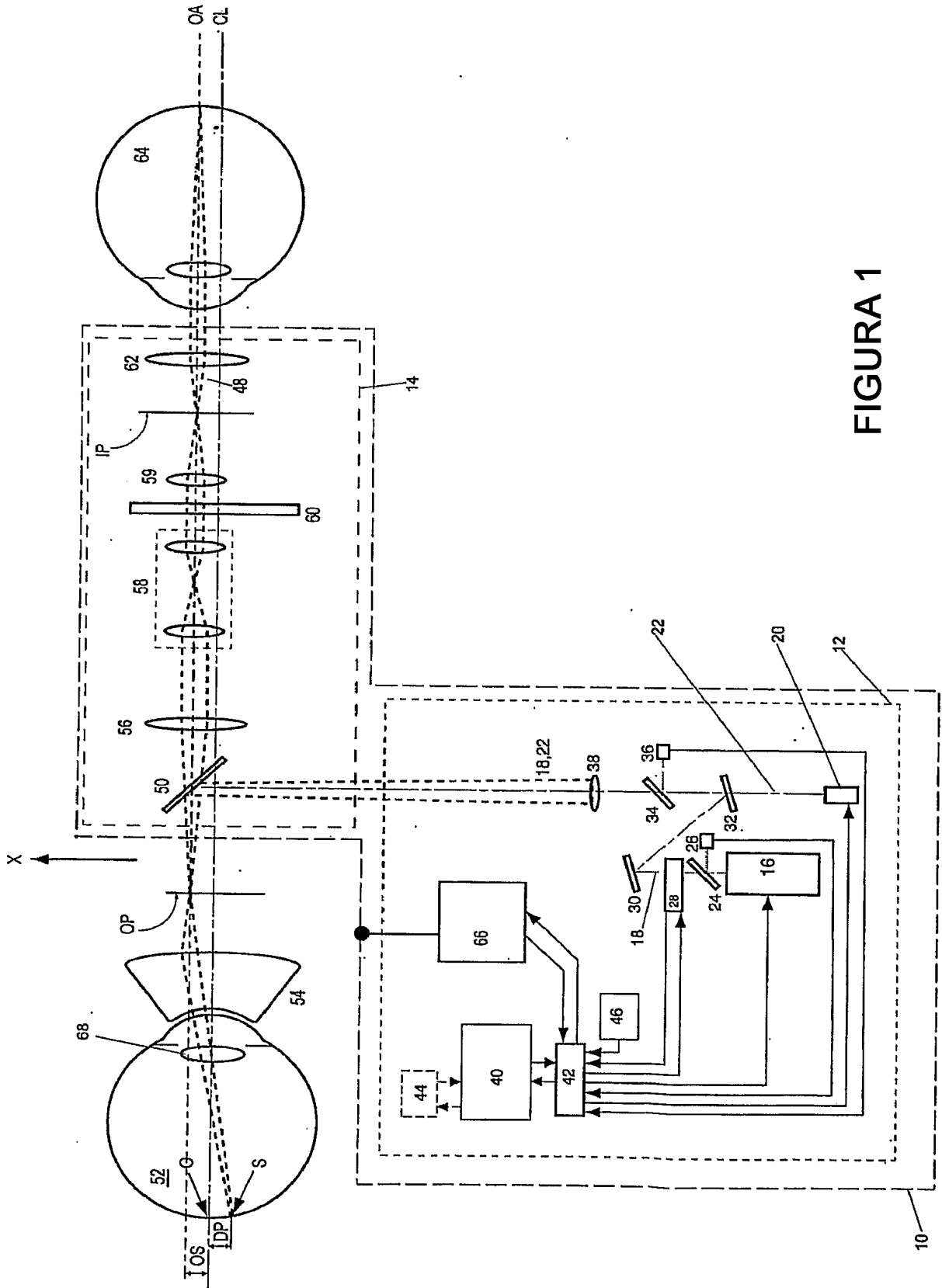


FIGURA 1

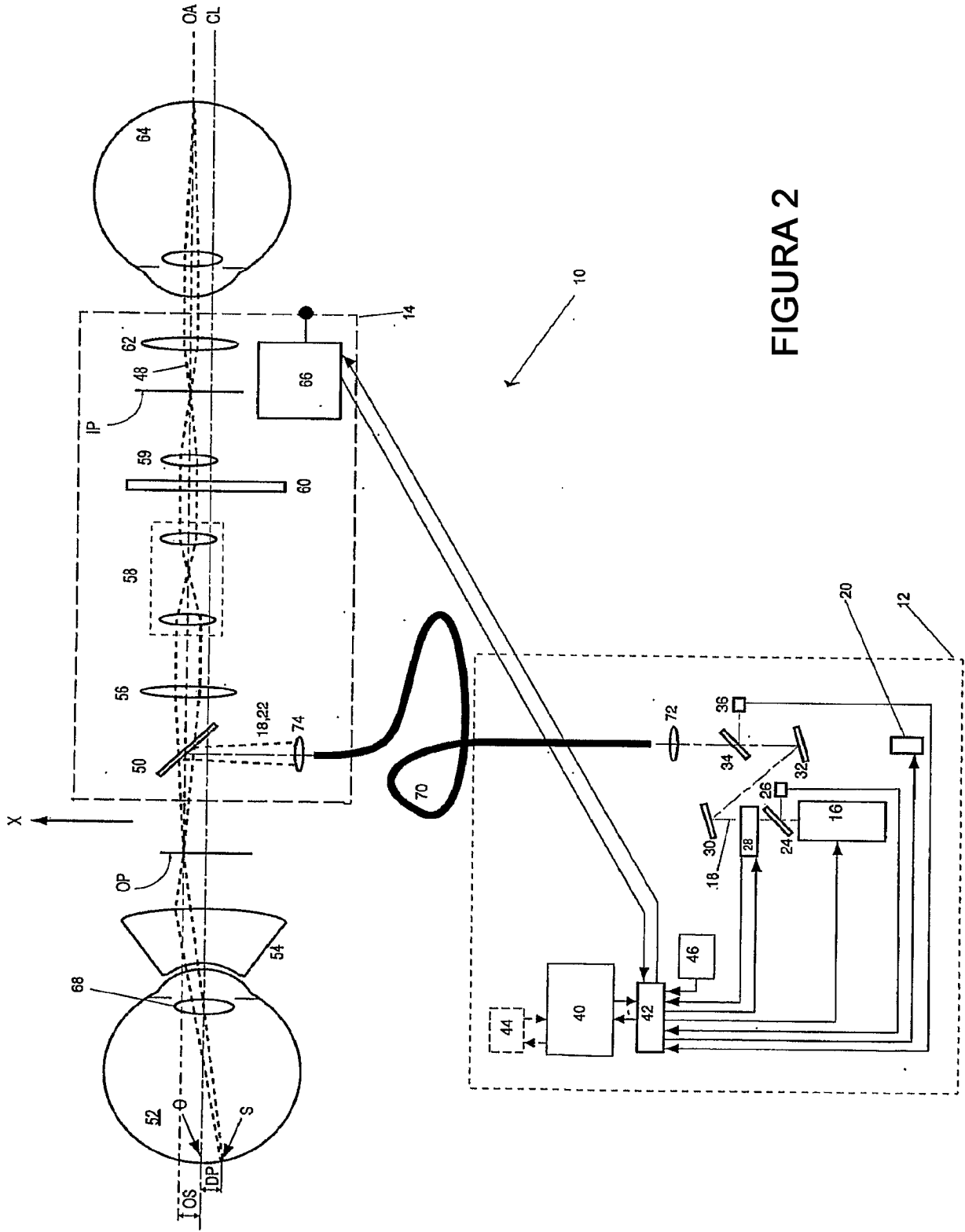


FIGURA 2

FIGURA 6

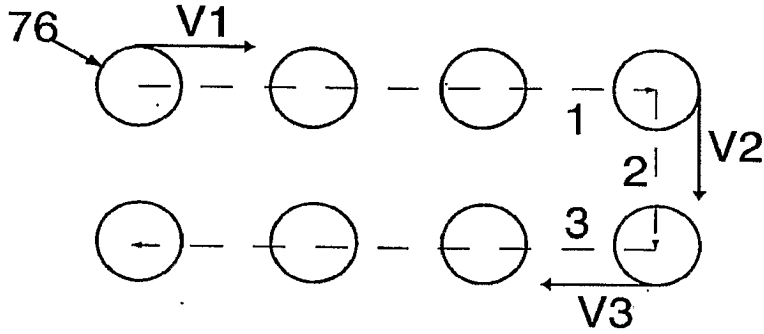
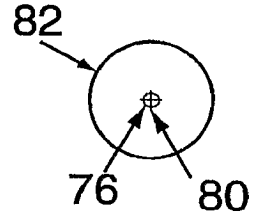


FIGURA 5

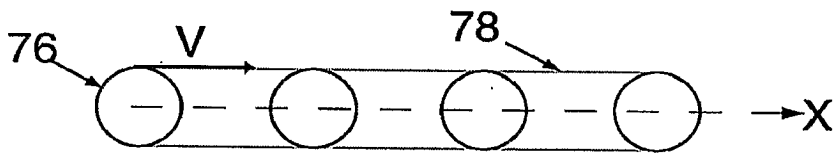


FIGURA 3

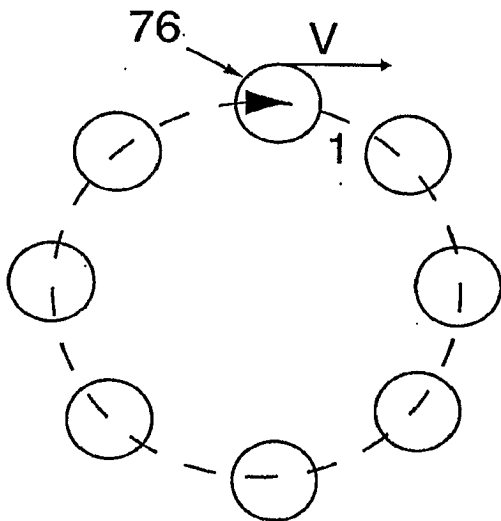
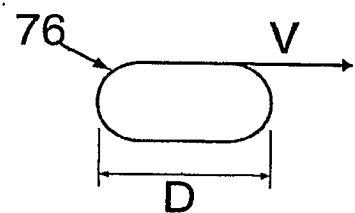


FIGURA 15

FIGURA 4



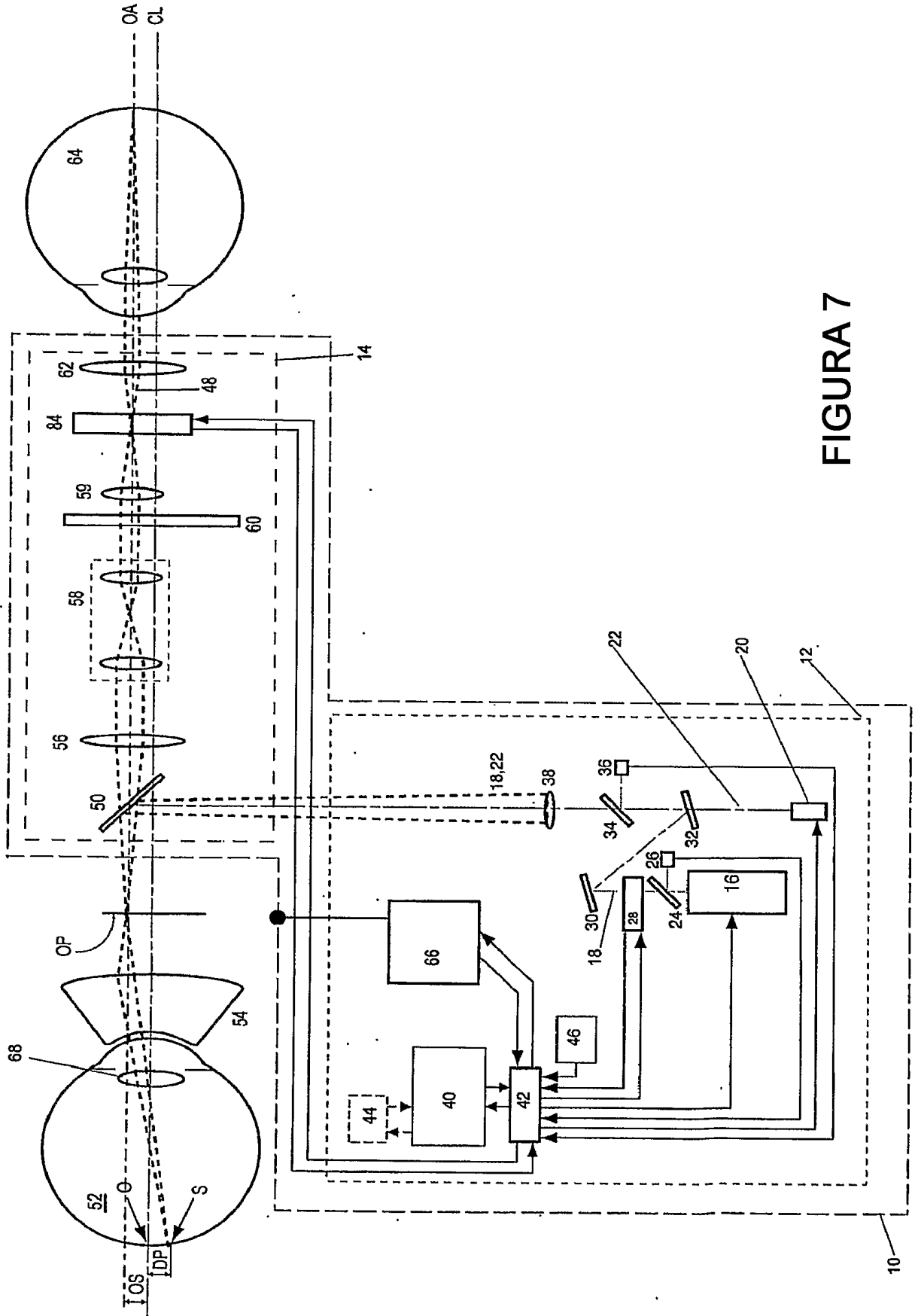


FIGURA 7

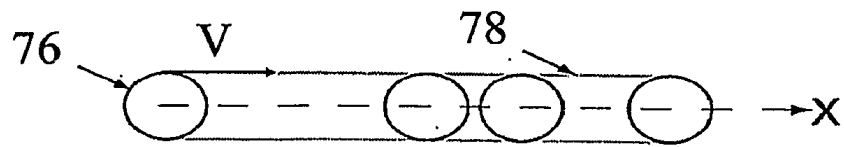


FIGURA 14

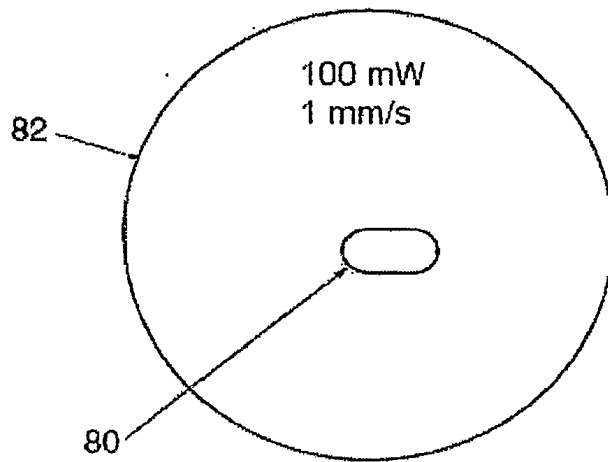


FIGURA 8

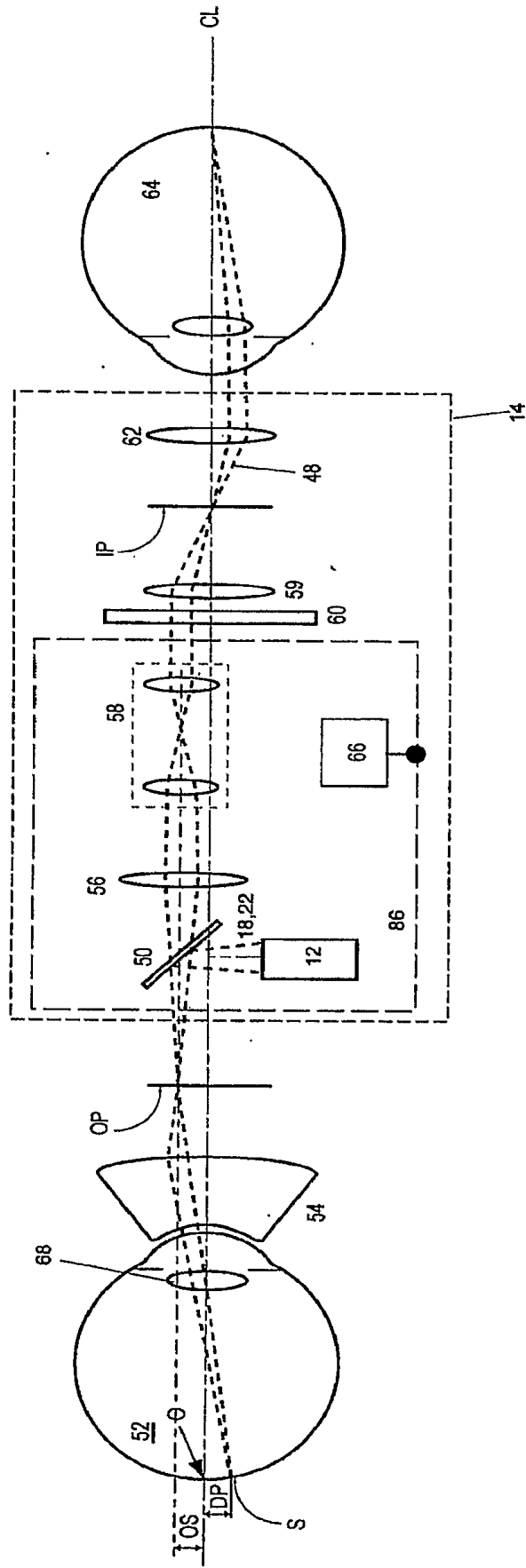


FIGURA 9

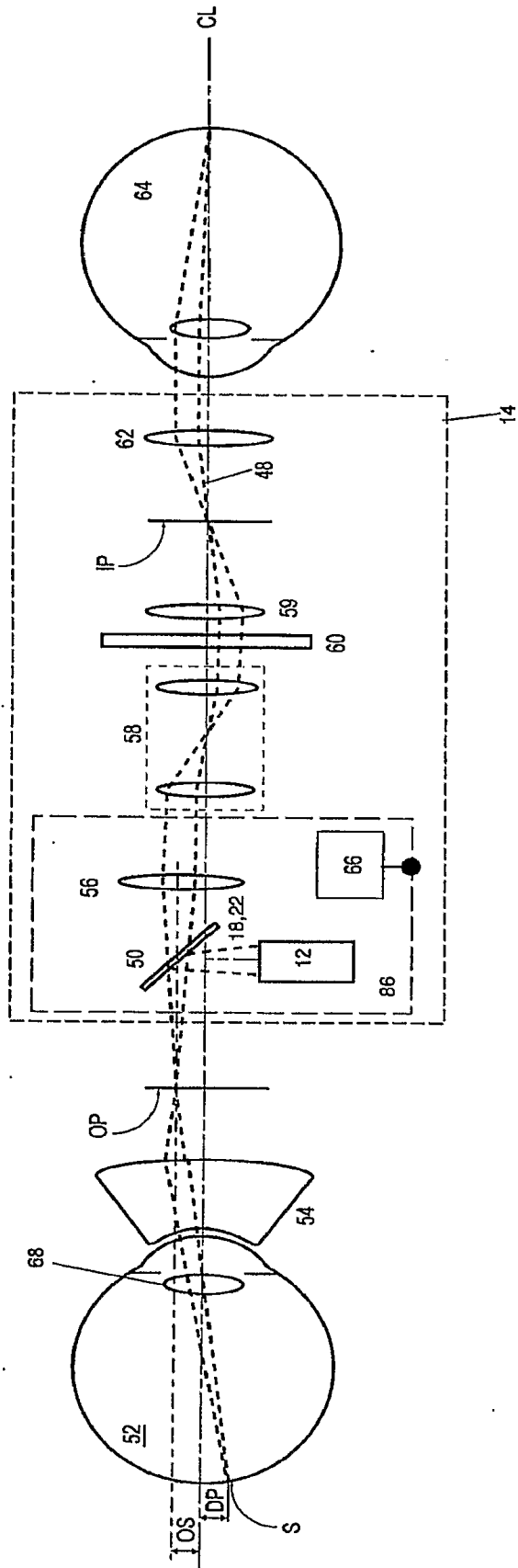


FIGURA 10

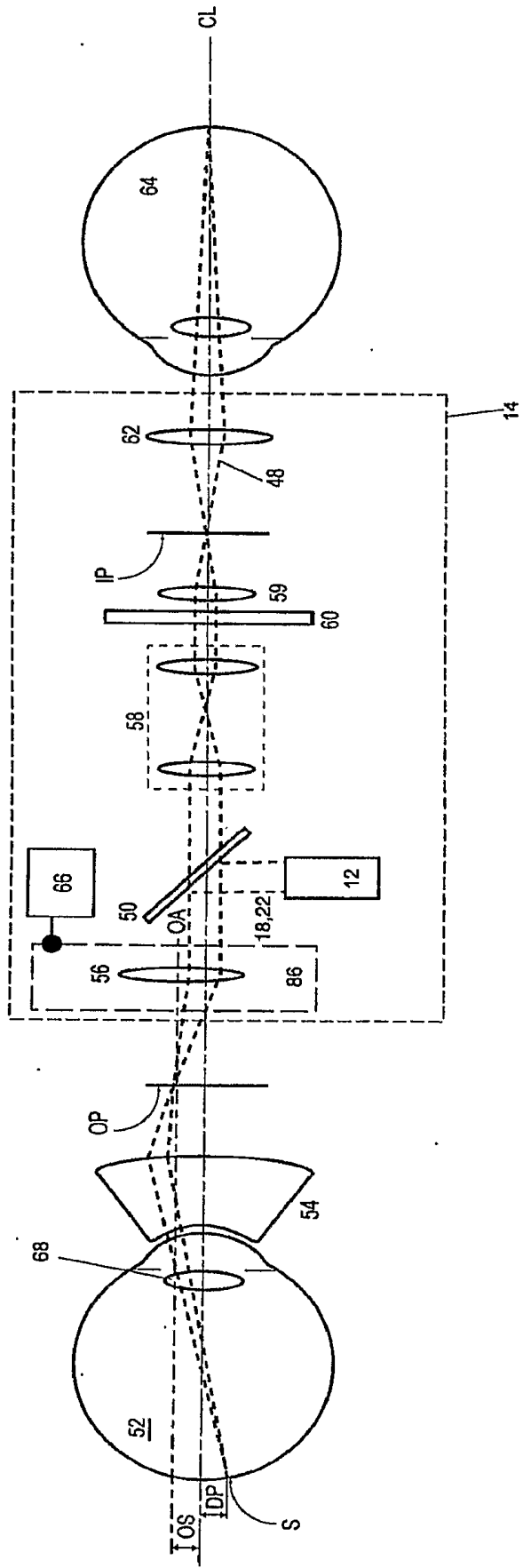


FIGURA 11

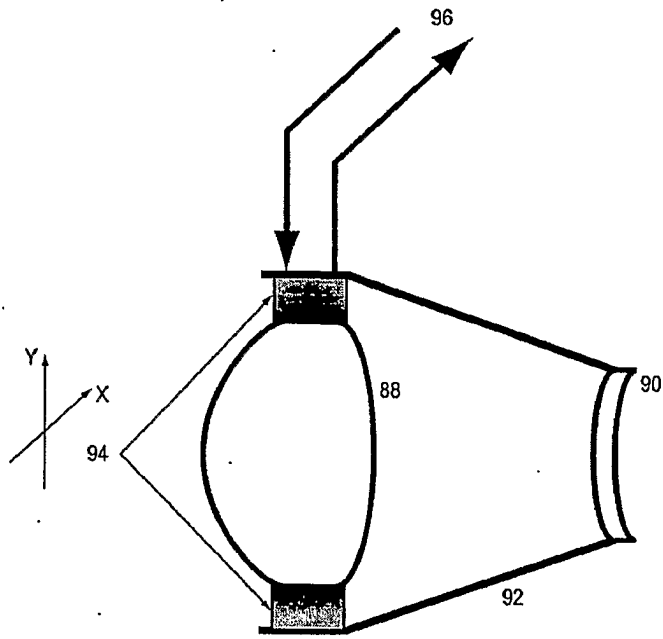


FIGURA 12

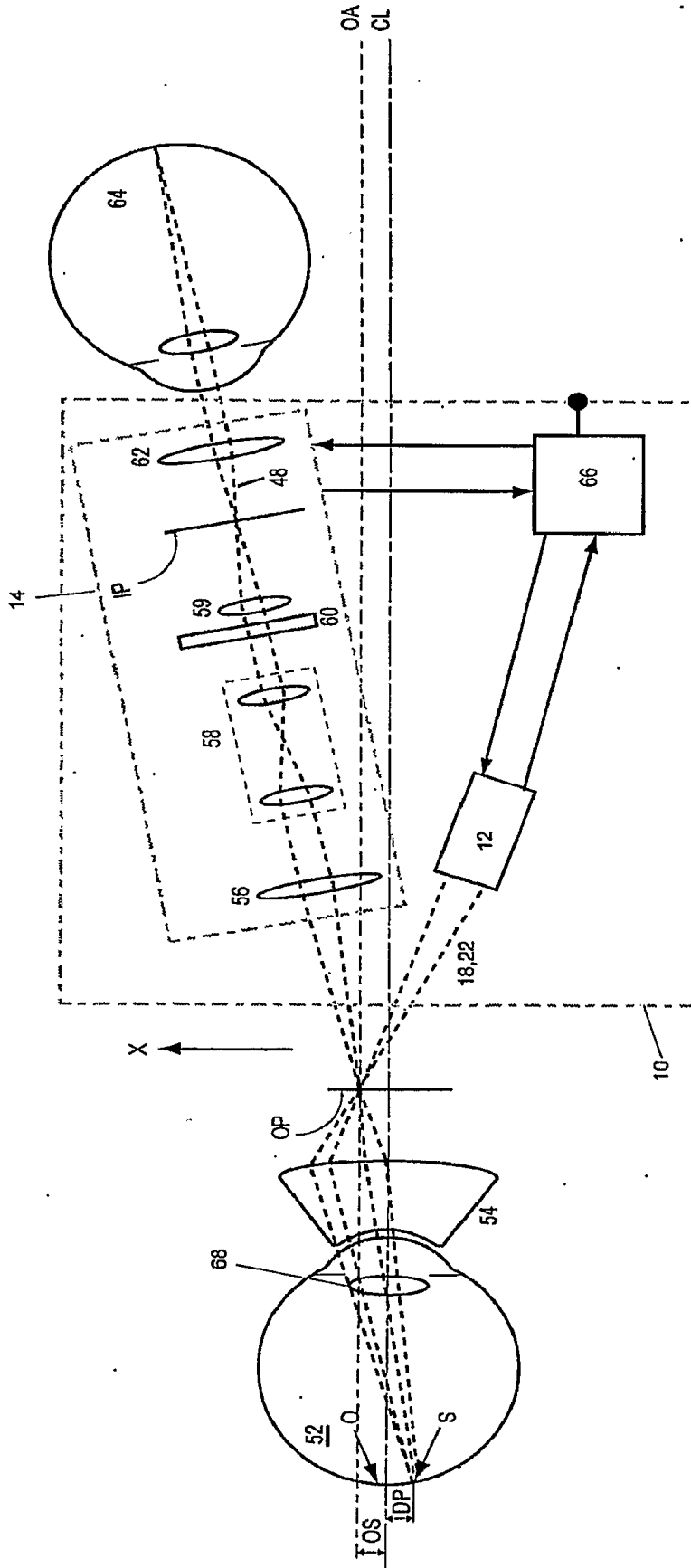


FIGURA 13