

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 594 702**

51 Int. Cl.:

A61F 9/008 (2006.01)

A61N 5/067 (2006.01)

G02B 26/08 (2006.01)

G02F 1/29 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **21.07.2010 PCT/US2010/042800**

87 Fecha y número de publicación internacional: **10.02.2011 WO11017004**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.07.2010 E 10806840 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **17.08.2016 EP 2459139**

54 Título: **Sistema óptico para láser quirúrgico oftálmico**

30 Prioridad:

29.07.2009 US 511988

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

22.12.2016

73 Titular/es:

**ALCON LENSX, INC. (100.0%)
33 Journey, Suite 175
Aliso Viejo, CA 92656, US**

72 Inventor/es:

**RAKSI, FERENC y
BUCK, JESSE**

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 594 702 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 óptico para láser quirúrgico oftálmico.

5 **Referencias cruzadas a solicitudes relacionadas**

La presente solicitud reivindica el derecho y la prioridad de la solicitud de patente "Optical System for Ophthalmic Surgical Laser", número de serie: 12/511.988, presentada el 29 de julio de 2009.

10 **Campo de la invención**

Esta invención se refiere a un sistema para cirugía del segmento anterior del ojo con un láser de femtosegundos, más particularmente a formas de realización que minimizan las distorsiones ópticas del haz de láser mientras que se escanea y se enfoca el haz de láser en el interior del ojo.

15 **Antecedentes**

Esta solicitud describe ejemplos y formas de realización de técnicas y sistemas para una cirugía con láser dentro del segmento anterior del ojo, el cristalino, a través de una fotodisrupción provocada por pulsos de láser. Diversos procedimientos quirúrgicos del cristalino para extraer el cristalino utilizan diversas técnicas para romper el cristalino en fragmentos pequeños que pueden extraerse del ojo a través de incisiones pequeñas. Estos procedimientos utilizan instrumentos manuales, ultrasonido, fluidos calentados o láseres y tienden a presentar inconvenientes significativos, incluyendo la necesidad de introducir sondas en el ojo con el fin de llevar a cabo la fragmentación, y la precisión limitada asociada con tales técnicas de fragmentación del cristalino.

La tecnología con láser fotodisruptivo puede suministrar pulsos de láser al interior del cristalino para fragmentar ópticamente el cristalino sin la inserción de una sonda y, por tanto, puede ofrecer la posibilidad de una extracción de cristalino mejorada. La fotodisrupción inducida por láser se ha utilizado ampliamente en la cirugía oftálmica con láser y se han utilizado frecuentemente láseres Nd:YAG como fuentes de láser, incluyendo la fragmentación de cristalino a través de una fotodisrupción inducida por láser. Algunos sistemas existentes utilizan láseres de nanosegundos con energías de pulso de varios mJ (E. H. Ryan *et al.* American Journal of Ophthalmology 104: 382-386, octubre de 1987; R. R. Kruger *et al.* Ophthalmology 108: 2122-2129, 2001), y láseres de picosegundos con varias decenas de (A. Gwon *et al.* J. Cataract Refract Surg. 21, 282-286, 1995). Estos pulsos relativamente largos depositan cantidades relativamente grandes de energía en los puntos quirúrgicos, dando como resultado limitaciones considerables en la precisión y el control del procedimiento, mientras se crea un nivel de riesgo relativamente alto de resultados no deseados.

En paralelo, en el campo relacionado de cirugía de córnea, se reconoció que pueden conseguirse duraciones de pulso más cortas y un mejor enfoque utilizando pulsos de duración de cientos de femtosegundos en lugar de pulsos de nanosegundos y picosegundos. Los pulsos de femtosegundos depositan mucho menos energía por pulso, aumentando significativamente la precisión y la seguridad del procedimiento.

Actualmente, varias compañías comercializan la tecnología de láser de femtosegundos para procedimientos oftálmicos en la córnea, tales como colgajos de LASIK y trasplantes de córnea. Estas compañías incluyen Intralase Corp. / Advanced Medical Optics, USA, 20/10 Perfect Vision Optische Geräte GmbH, Alemania, Carl Zeiss Meditec, Inc. Alemania y Ziemer Ophthalmic Systems AG, Suiza.

Sin embargo, estos sistemas están diseñados según los requisitos de la cirugía de córnea. Fundamentalmente, el intervalo de profundidad del enfoque de láser es normalmente menor de aproximadamente 1 mm, el grosor de la córnea. Como tal, estos diseños no ofrecen soluciones para los desafíos considerables de realizar una cirugía en el cristalino del ojo.

Las referencias citadas incluyen los documentos US 2008/319428, US 2007/235543, EP 0 326 760 y Valeria Nuzzo, *et al.* "In situ monitoring of second-harmonic generation in human corneas to compensate for femtosecond laser pulse attenuation in keratoplasty", J. BIOMED. OPT., val. 12, nº 6, 16 de noviembre de 2007 (16-11-2007), páginas 064032-1-064032-1. Algunos estudios intentaron identificar una NA óptima para procedimientos particulares. Aunque estos estudios exploraron diferentes valores de NA en diferentes procedimientos, para cualquier procedimiento dado, la NA se mantuvo fija. En cambio, formas de realización descritas en la presente solicitud varían NA(z) en función de la profundidad focal z y difieren claramente, por tanto, de estos estudios anteriores.

60 **Sumario**

Se apreciará que el alcance de la invención es tal y como se expone en las reivindicaciones. La memoria descriptiva incluye disposiciones e implementaciones adicionales proporcionadas como antecedentes y para ayudar en la comprensión de la invención. Según la presente memoria descriptiva se proporciona un sistema según la reivindicación 1. Se exponen características opcionales adicionales en las reivindicaciones dependientes.

5 En resumen y en general, un sistema de láser oftálmico incluye una fuente láser, para generar un haz de láser pulsado, un escáner XY, para recibir el haz de láser pulsado, y para emitir un haz de escaneo XY, escaneado en dos direcciones esencialmente transversales a un eje óptico, y un escáner multifuncional Z, para recibir el haz de escaneo XY, para emitir un haz de escaneo XYZ, que presenta una apertura numérica NA y un punto focal en una región objetivo, y para modificar la apertura numérica NA esencialmente independientemente del escaneo de una profundidad focal Z del punto focal a lo largo del eje óptico.

10 En algunas implementaciones, el escáner Z incluye un primer bloque de expansor de haz, un bloque de expansor de haz móvil y un controlador óptico secundario.

15 En algunas implementaciones, el haz de escaneo XYZ emitido presenta una aberración geométrica, una aberración por difracción y una aberración total, que es igual a una suma de la aberración geométrica y la aberración por difracción, la aberración total presenta un óptimo en función de la apertura numérica NA a una apertura numérica óptima $NA_{opt}(Z)$ para una profundidad focal Z , y el escáner Z puede ajustarse para modificar la apertura numérica NA a la apertura numérica óptima $NA_{opt}(z)$ a la profundidad focal Z .

20 En algunas implementaciones, la aberración total óptima corresponde a una medida de aberración óptima, en la que la medida de aberración óptima es un mínimo de uno de un radio de punto focal r_f , un error RMS del frente de onda ω , y un coeficiente de aberración esférica a_{40} , o un máximo de un cociente de Strehl S .

25 En algunas implementaciones, la medida de aberración óptima corresponde a uno de cinco puntos de referencia $P1=(0,0)$, $P2=(2,6)$, $P3=(5,0)$, $P4=(8,0)$, $P5=(8,3)$ en ubicaciones (z, r) , todos en milímetros, a cualquier ángulo acimutal, en la que z indica una distancia a lo largo del eje óptico y r indica la coordenada cilíndrica radial correspondiente, y el $(0,0)$ del sistema de coordenadas cilíndricas indica un punto central y frontal de la región objetivo.

30 En algunas implementaciones, el haz de escaneo XYZ emitido presenta una aberración geométrica, una aberración por difracción y una aberración total, que es igual a una suma de la aberración geométrica y la aberración por difracción, y la apertura numérica NA puede ajustarse para reducir, a una profundidad focal Z , la aberración total del sistema de láser en por lo menos un porcentaje $P(\text{expansor móvil})$ con respecto a una aberración total de un sistema de láser análogo que presenta un escáner Z con una apertura numérica NA no ajustable, en el que el porcentaje $P(\text{expansor móvil})$ es uno de entre el 20%, el 30%, el 40% y el 50%.

35 En algunas implementaciones, la aberración total está caracterizada por una medida de aberración, siendo la medida de aberración una de un radio de punto focal r_f , un error RMS del frente de onda ω y un coeficiente de aberración esférica a_{40} .

40 En algunas implementaciones, la medida de aberración corresponde a uno de cinco puntos de referencia $P1=(0,0)$, $P2=(2,6)$, $P3=(5,0)$, $P4=(8,0)$, $P5=(8,3)$, en ubicaciones (z, r) , todos en milímetros, a cualquier ángulo acimutal, en la que z indica una distancia a lo largo del eje óptico y r indica la coordenada cilíndrica correspondiente, y el $(0,0)$ del sistema de coordenadas cilíndricas indica un punto central y frontal de la región objetivo.

45 En algunas implementaciones, el haz de escaneo XYZ emitido presenta una aberración geométrica, una aberración por difracción y una aberración total, que es igual a una suma de la aberración geométrica y la aberración por difracción, y la apertura numérica NA puede ajustarse para aumentar, a una profundidad focal Z , un cociente de Strehl S correspondiente a la aberración total del sistema de láser en por lo menos un porcentaje $P(\text{expansor móvil})$ mayor que el cociente de Strehl S de un sistema de láser cuando el escáner Z no presenta una apertura numérica ajustable NA , en el que el porcentaje $P(\text{expansor móvil})$ es uno de entre el 20%, el 30%, el 40% y el 50%.

50 En algunas implementaciones, el haz de escaneo XYZ emitido presenta una aberración geométrica, una aberración por difracción y una aberración total, que es igual a una suma de la aberración geométrica y la aberración por difracción, y la apertura numérica NA puede ajustarse para aumentar, a una profundidad focal Z , un cociente de Strehl S correspondiente a la aberración total a un valor superior a 0,8, en el que el cociente de Strehl S de un sistema de láser análogo, que solo difiere porque presenta el escáner Z sin una apertura numérica ajustable NA , es inferior a 0,8.

55 En algunas implementaciones, el cociente de Strehl S corresponde a uno de cinco puntos de referencia $P1=(0,0)$, $P2=(2,6)$, $P3=(5,0)$, $P4=(8,0)$, $P5=(8,3)$, en ubicaciones (z, r) , todos en milímetros, a cualquier ángulo acimutal, en el que z indica una distancia a lo largo del eje óptico y r indica la coordenada cilíndrica correspondiente, y el $(0,0)$ del sistema de coordenadas cilíndricas indica un punto central y frontal de la región objetivo.

60 En algunas implementaciones, el escáner Z está configurado para escanear una profundidad focal Z del sistema de láser dentro de un intervalo de escaneo Z , en el que el intervalo de escaneo Z es uno de 5 milímetros a 10 milímetros y de 0 milímetros a 15 milímetros.

- 5 En algunas implementaciones, el haz de escaneo XYZ emitido presenta una aberración geométrica y una aberración por difracción y una aberración total, que es igual a una suma de la aberración geométrica y la aberración por difracción, presentando la aberración total una secuencia de valores de aberración total óptima en una secuencia de aperturas numéricas óptimas $NA_{opt}(z)$ correspondiente a una secuencia de profundidades focales Z, en el que el escáner Z puede ajustarse para modificar la apertura numérica NA a la secuencia de las aperturas numéricas óptimas $NA_{opt}(z)$ en la secuencia de profundidades focales Z.
- 10 En algunas implementaciones, la aberración está caracterizada por una medida de aberración, siendo la medida de aberración una de un radio de punto focal r_f , un cociente de Strehl S, un RMS frente de onda ω , y un coeficiente de aberración esférica a_{40} , correspondiente a la secuencia de profundidades focales Z.
- 15 En algunas implementaciones, una coordenada radial del punto focal a lo largo de la secuencia de profundidades focales Z es menor que 3 mm.
- 20 En algunas implementaciones, el haz de escaneo XYZ emitido presenta una aberración geométrica y una aberración por difracción y una aberración total, que es igual a una suma de la aberración geométrica y la aberración por difracción, en el que la apertura numérica NA puede ajustarse a una secuencia de aperturas numéricas NA(z) en una secuencia de profundidades focales Z para reducir una aberración total representativa en por lo menos un porcentaje $P(escáner)$ con respecto a sistemas de láser análogos en los que el escáner Z no presenta una apertura numérica ajustable NA.
- 25 En algunas implementaciones, la aberración total representativa es una de un promedio, un mínimo o un máximo de la aberración total a lo largo de un intervalo de escaneo Z.
- 30 En algunas implementaciones, la aberración total está caracterizada por uno de un radio de punto focal r_f , un cociente de Strehl S, un RMS frente de onda ω y un coeficiente de aberración esférica a_{40} , correspondiente a la secuencia de profundidades focales Z.
- 35 En algunas implementaciones, el porcentaje $P(escáner)$ es uno de entre el 20%, el 30%, el 40% y el 50%.
- 40 En algunas implementaciones, la apertura numérica NA puede ajustarse desde un primer valor cuando se realiza un procedimiento de córnea hasta un segundo valor cuando se realiza un procedimiento de cristalino. En algunas implementaciones, el primer valor está en el intervalo comprendido entre 0,2 y 0,5 y el segundo valor está en el intervalo comprendido entre el 0,1 y el 0,3. En algunas implementaciones, el primer valor está en el intervalo comprendido entre 0,25 y 0,35 y el segundo valor está en el intervalo comprendido entre 0,15 y 0,25.
- 45 En algunas implementaciones, el primer bloque de expensor de haz es uno de un bloque fijo y un bloque móvil.
- 50 En algunas implementaciones, un sistema de láser para realizar cirugía de cataratas incluye una fuente láser, para generar un haz de láser pulsado, un escáner XY, para escanear XY el haz pulsado en direcciones esencialmente transversales a un eje óptico, y un escáner Z, para escanear Z un punto focal del haz escaneado XY en una región objetivo a lo largo del eje óptico Z y para ajustar una apertura numérica NA para realizar un seguimiento de una apertura numérica óptima $NA_{opt}(z)$ a medida que se escanea Z el punto focal.
- 55 En algunas implementaciones, el haz escaneado Z presenta una aberración total, presentando la aberración total un óptimo en función de la apertura numérica NA a una apertura numérica óptima $NA_{opt}(z)$ para una serie de profundidades focales Z, y el escáner Z puede ajustarse para modificar la apertura numérica NA para realizar un seguimiento de la apertura numérica óptima $NA_{opt}(z)$ a medida que se escanea el punto focal a través de la serie de profundidades focales Z.
- 60 En algunas implementaciones, el haz escaneado Z presenta una aberración geométrica, una aberración por difracción, y la aberración total es igual a una suma de la aberración geométrica y la aberración por difracción.
- 65 En algunas implementaciones, la apertura numérica NA que realiza el seguimiento de la apertura numérica óptima $NA_{opt}(z)$ incluye la apertura numérica NA que es esencialmente igual a $NA_{opt}(z)$, y estando la apertura numérica NA dentro de la proximidad de un porcentaje $P(seguimiento)$ de $NA_{opt}(z)$, en la que $P(seguimiento)$ es uno de entre el 10%, el 20% y el 30%.
- En algunas implementaciones, el escáner Z incluye un controlador integrado, configurado para escanear el punto focal a través de una serie de profundidades focales Z, y para ajustar la apertura numérica NA para realizar un seguimiento de la apertura numérica óptima $NA_{opt}(z)$ correspondiente a la serie de profundidades focales Z de forma correlacionada.
- En algunas implementaciones, el controlador integrado está configurado para escanear el punto focal y para ajustar la apertura numérica NA en el curso de una acción de ajuste.

En algunas implementaciones, el controlador integrado comprende uno de, un ajustador de una distancia entre un primer bloque de expansor de haz y un bloque de expansor de haz móvil, y un ajustador de una posición de una lente de control.

- 5 En algunas implementaciones, el controlador integrado incluye dos ajustadores, configurados para ajustar dos parámetros del escáner Z de forma correlacionada.

10 En algunas implementaciones, el escáner Z está configurado para escanear un punto focal en una región objetivo dentro de un intervalo de escaneo Z que se extiende desde 0 mm hasta 10 mm, y para ajustar la apertura numérica NA en un intervalo dentro de uno de entre 0,40 y 0,10 y de entre 0,35 y 0,15 durante el escaneo del punto focal.

En algunas implementaciones, el escáner Z está configurado para escanear el punto focal y para ajustar la apertura numérica NA en combinación con el escáner XY.

- 15 En algunas implementaciones, el escáner Z está configurado para escanear el punto focal y para ajustar la apertura numérica NA en combinación con un escáner auxiliar Z, dispuesto entre la fuente láser y el escáner XY.

20 En algunas implementaciones, un sistema de láser oftálmico incluye una fuente láser para generar un haz de láser pulsado, un escáner XY para recibir el haz de láser pulsado y para emitir un haz de escaneo XY, escaneado en dos direcciones esencialmente transversales a un eje óptico, y un escáner multifuncional Z para recibir el haz de escaneo XY, para emitir un haz de escaneo XYZ, escaneado adicionalmente en una dirección Z a lo largo del eje óptico y para reducir una apertura numérica NA en una región objetivo desde un intervalo de córnea de 0,25 a 0,35 cuando una profundidad focal Z del sistema de láser es representativa de un procedimiento de córnea hasta un intervalo de cristalino de 0,15 a 0,25 cuando la profundidad focal Z es representativa de un procedimiento de cristalino.

25 En algunas implementaciones, el escáner Z presenta dos parámetros de control ajustables, un primer parámetro de control asociado con una distancia entre un primer bloque de expansor de haz y un bloque de expansor de haz móvil, y un segundo parámetro de control asociado con una posición de una lente móvil del escáner Z.

30

Breve descripción de las figuras

La figura 1 ilustra un sistema de suministro de láser quirúrgico 1.

35 La figura 2 ilustra un frente de onda gaussiano G y un frente de onda aberrado W.

Las figuras 3A a 3B ilustran rayos en un plano óptico y un plano focal escaneado.

40 La figura 3C ilustra una definición del radio de punto focal.

La figura 4 ilustra una relación entre un cociente de Strehl S y un error RMS del frente de onda ω .

La figura 5 ilustra puntos de referencia para cirugía oftálmica.

45 Las figuras 6A a 6B ilustran de manera conceptual el funcionamiento del precompensador 200.

Las figuras 7A a 7B ilustran diversas utilidades de una funcionalidad de escaneo Z eficaz.

50 Las figuras 8A a 8D ilustran implementaciones del precompensador 200.

La figura 9 ilustra una implementación del sistema de suministro de láser 1 con dos escáneres Z.

55 La figura 10 ilustra una tabla de configuraciones que contiene 0, 1 o 2 escáneres de profundidad Z y 0, 1 o 2 modificadores de NA.

Las figuras 11A a 11C ilustran un escáner XY con 2, 3 y 4 espejos de escaneo.

60 Las figuras 12A a 12D ilustran una aberración en función de una apertura numérica y la apertura numérica óptica $NA_{opt}(z)$ correspondiente en función de la profundidad focal Z.

Las figuras 13A a 13B ilustran dos disposiciones del primer bloque de expansor de haz 400 y el bloque de expansor de haz móvil 500.

65 La figura 14 ilustra el plano focal intermedio del escáner Z 450.

La figura 15 ilustra una implementación del objetivo 700.

La figura 16 ilustra un plano focal curvado en la región objetivo.

La figura 17 ilustra un nomograma del ángulo de inclinación de escáner XY.

La figura 18 ilustra un nomograma de la posición de expansor de haz móvil.

La figura 19 ilustra etapas de un procedimiento de control computacional.

Descripción detallada

Algunas formas de realización de la presente invención incluyen sistemas para cirugía en el cristalino del ojo, utilizando pulsos de láser de femtosegundos. Algunas formas de realización integradas también pueden realizar procedimientos quirúrgicos tanto de córnea como de cristalino. La forma de realización de una cirugía oftálmica en el cristalino del ojo está asociada con requisitos cualitativamente diferentes a los de los procedimientos de córnea.

Las diferencias clave entre el sistema de láser quirúrgico de cristalino descrito actualmente y los sistemas de córnea incluyen:

1. Los pulsos de láser de femtosegundos deben generarse de manera fiable. Los pulsos de femtosegundos de alta frecuencia de repetición permiten la utilización de una energía mucho menor por pulso, proporcionando un control y precisión mucho mayores para el operario del sistema. Sin embargo, la generación de pulsos de femtosegundos de manera fiable es un desafío considerablemente más grande que los pulsos de nanosegundos o picosegundos, utilizados por algunos sistemas existentes.
2. El haz de láser quirúrgico se refracta considerablemente cuando se propaga a través de hasta 5 milímetros del medio de refracción, incluyendo la córnea y la cámara acuosa anterior sólo para alcanzar el objetivo quirúrgico, el cristalino. En cambio, el haz de láser utilizado para cirugía de córnea se enfoca a una profundidad de una fracción de un milímetro y, por tanto, no se refracta esencialmente cuando entra en la córnea desde el sistema quirúrgico.
3. El sistema de suministro de láser quirúrgico está configurado para escanear toda la región quirúrgica, por ejemplo desde la parte frontal/anterior del cristalino a una profundidad típica de 5 mm hasta la parte trasera/posterior del cristalino a una profundidad típica de 10 mm. Este intervalo de escaneo de 5 mm o más de profundidad, o "intervalo de escaneo Z", es considerablemente más extenso que el intervalo de escaneo de 1 mm de profundidad utilizado para cirugía en la córnea. Normalmente, la óptica quirúrgica, especialmente la óptica de apertura numérica alta utilizada en este caso, está optimizada para enfocar un haz de láser a una profundidad de operación específica. Durante los procedimientos de córnea, el escaneo de 1 mm de profundidad provoca sólo una desviación moderada con respecto a la profundidad de operación optimizada. En cambio, durante el escaneo de 5 a 10 mm durante cirugía de cristalino, el sistema se lleva lejos de una profundidad de operación optimizada fija. Por tanto, el sistema de suministro de láser quirúrgico de cristalino emplea una óptica adaptativa bastante refinada para que pueda escanear el intervalo de escaneo de profundidad extensa requerido por la cirugía de cristalino.
4. Algunas formas de realización están integradas en el sentido de que están configuradas para realizar una cirugía tanto en la córnea como en el cristalino. En estas formas de realización integradas, el intervalo de escaneo de profundidad puede ser de hasta 10 mm en lugar de 5 mm, representando desafíos incluso más complicados.
5. Durante los procedimientos quirúrgicos de córnea, tales como las muchas variantes de LASIK, el haz de láser se escanea perpendicular al eje óptico ("en el plano XY"). En procedimientos típicos, el intervalo de escaneo XY cubre sólo la parte central de la córnea con un diámetro de 10 mm. Sin embargo, en sistemas quirúrgicos integrados también pueden formarse cortes adicionales. Un tipo de corte es el corte de entrada, que proporciona acceso al interior del ojo para agujas de aspiración y herramientas quirúrgicas convencionales. Otro tipo de corte son las incisiones limbares relajantes (LRI), que implican realizar un par de incisiones en el limbo esclerocorneal justo antes de la arcada vascular. Ajustando la longitud, profundidad y ubicación de estas incisiones arqueadas, pueden inducirse cambios en el astigmatismo corneal. Los cortes de entrada y las LRI pueden ubicarse en la periferia de la córnea, normalmente con un diámetro de 12 mm. Aunque el aumento del diámetro de escaneo XY de 10 mm a 12 mm de diámetro es sólo un aumento del 20% en comparación con el diámetro regular de los colgajos de LASIK, es un desafío significativo mantener aberraciones descentradas del sistema de suministro de láser bajo control a tales diámetros, puesto que las aberraciones descentradas crecen en proporción con las potencias mayores del diámetro de campo en el plano focal.
6. Los procedimientos quirúrgicos con láser de cristalino pueden requerir un guiado a partir de sistemas de formación de imágenes sofisticados. En algunos sistemas de formación de imágenes se identifican vasos

sanguíneos límbicos que sirven como marcas de referencia en el ojo, para calibrar la alineación ciclorrotacional del ojo durante el tiempo de la cirugía, en algunos casos en relación con las coordenadas de referencia identificadas durante un diagnóstico preoperatorio del ojo. Los vasos sanguíneos elegidos en la periferia de la zona quirúrgica pueden ser los menos perjudicados por la cirugía y, por tanto, los más fiables. Sin embargo, los sistemas de formación de imágenes dirigidos a tales vasos sanguíneos periféricos requieren de la óptica de formación de imágenes para formar una imagen de una zona con un radio mayor de 10 mm, tal como 12 mm.

7. El haz de láser desarrolla diversas aberraciones mientras que se propaga a lo largo de la trayectoria óptica dentro del ojo. Los sistemas de suministro de láser pueden mejorar la precisión compensando estas aberraciones. Un aspecto adicional de estas aberraciones es que dependen de la frecuencia de la luz, un hecho denominado "aberración cromática". La compensación de estas aberraciones dependientes de frecuencia aumenta el desafío en el sistema. La dificultad de compensar estas aberraciones cromáticas aumenta con el ancho de banda del haz de láser de un sistema de láser. Se recuerda que el ancho de banda espectral de un haz es inversamente proporcional a la duración de pulso. Por consiguiente, el ancho de banda para pulsos de femtosegundos es a menudo mayor que el de pulsos de picosegundos en un orden de magnitud o más, necesitando una compensación cromática mucho mejor en sistemas de láser de femtosegundos.
8. Los procedimientos quirúrgicos que utilizan sistemas quirúrgicos de láser de femtosegundos de alta frecuencia de repetición requieren una precisión alta en el posicionamiento de cada pulso tanto en un sentido absoluto con respecto a ubicaciones objetivo en el tejido objetivo como en un sentido relativo con respecto a los pulsos anteriores. Por ejemplo, puede requerirse que el sistema de láser redirija el haz sólo unos pocos micrómetros dentro del tiempo entre pulsos, que pueden ser del orden de microsegundos. Puesto que el tiempo entre dos pulsos posteriores es corto y el requisito de precisión para la ubicación de pulsos es alto, un direccionamiento manual tal como se utiliza en sistemas quirúrgicos de cristalino de baja frecuencia de repetición existentes ya no es adecuado o factible.
9. El sistema de suministro de láser está configurado para suministrar los pulsos de láser de femtosegundos a todo el volumen quirúrgico del cristalino del ojo, a través de un medio de refracción, conservando su integridad temporal, espectral y espacial.
10. Para garantizar que sólo el tejido en la región quirúrgica recibe un haz de láser con densidades de energía suficientemente altas para provocar efectos quirúrgicos, tal como ablación de tejido, el sistema de suministro de láser presenta una apertura numérica (*NA*) excepcionalmente alta. Esta *NA* alta da como resultado tamaños de punto pequeños y proporciona el control y la precisión necesarios al procedimiento quirúrgico. Los intervalos típicos para la apertura numérica pueden incluir valores de *NA* mayores de 0,3, dando como resultado tamaños de punto de 3 micrómetros o menos.
11. Dada la complejidad de la trayectoria óptica del láser para la cirugía de cristalino, el sistema de suministro de láser consigue una precisión y un control altos incluyendo un sistema de formación de imágenes gestionado por ordenador de alto rendimiento, mientras que los sistemas quirúrgicos de córnea pueden conseguir un control satisfactorio sin tales sistemas de formación de imágenes, o con un bajo nivel de formación de imágenes. En particular, tanto las funciones quirúrgicas y de formación de imágenes del sistema como los haces de observación habituales funcionan generalmente en bandas espectrales diferentes. Como ejemplo, los láseres quirúrgicos pueden funcionar a longitudes de onda en la banda comprendidas entre 1,0 y 1,1 micrómetros, haces de observación en la banda visible de 0,4-0,7 micrómetros y haces de formación de imágenes en la banda comprendidos entre 0,8 y 0,9 micrómetros. La combinación de trayectorias de haz en componentes ópticos comunes, o compartidos, impone requisitos cromáticos exigentes a la óptica del sistema quirúrgico con láser.

Las diferencias 1-11 ilustran a través de varios ejemplos que la cirugía oftálmica con láser (i) en el cristalino (ii) con pulsos de femtosegundos introduce requisitos que son cualitativamente diferentes de las de cirugía de córnea e incluso de la cirugía de cristalino, utilizando sólo pulsos de láser de nanosegundos o picosegundos.

La figura 1 ilustra un sistema de suministro de láser 1. Antes de describirlo en detalle, se menciona que algunas formas de realización combinan el sistema de suministro de láser de la figura 1 con un sistema de formación de imágenes o uno de observación. En algunos procedimientos de córnea, tales como en tratamientos con LASIK, los oculómetros establecen referencias de posición del ojo mediante indicaciones visuales tales como identificación del centro del iris mediante formación de imágenes y algoritmos de procesamiento de imágenes, normalmente en la superficie del ojo. Sin embargo, los oculómetros existentes reconocen y analizan características en un espacio bidimensional, con falta de información de profundidad, puesto que los procedimientos quirúrgicos se realizan en la córnea, la capa más externa del ojo. A menudo, la córnea incluso se aplana para hacer que la superficie sea verdaderamente bidimensional.

La situación es bastante diferente cuando se enfoca un haz de láser en el cristalino, muy dentro del ojo. El cristalino

puede cambiar su posición, forma, grosor y diámetro durante la acomodación, no sólo entre una medición previa y la cirugía sino también durante la cirugía. El acoplamiento del instrumento quirúrgico al ojo mediante medios mecánicos también puede cambiar la forma del ojo de una manera mal definida. Tales dispositivos de unión pueden incluir la fijación al ojo de un anillo de succión, o el aplanamiento del ojo con una lente plana o curvada. Además, el movimiento del paciente durante la cirugía puede introducir cambios adicionales. Estos cambios pueden sumar hasta unos pocos milímetros de desplazamiento de indicaciones visuales dentro del ojo. Por tanto, una referencia y fijación mecánica de la superficie del ojo tal como la superficie anterior de la córnea o el limbo son insatisfactorias cuando se realiza una cirugía con láser de precisión en el cristalino u otras partes internas del ojo.

Para abordar este problema, el sistema de suministro de láser 1 puede combinarse con un sistema de formación de imágenes, tal como se describe en la solicitud de patente en tramitación junto con la presente, solicitud de patente US con número de serie 12/205.844 de R.M. Kurtz, F. Raksi y M. Karavitis.

El sistema de formación de imágenes está configurado para formar imágenes de partes de una región quirúrgica para establecer referencias de posición tridimensionales basándose en las características internas del ojo. Estas imágenes pueden crearse antes de la cirugía y actualizarse en paralelo con el procedimiento quirúrgico para representar variaciones y cambios individuales. Las imágenes pueden utilizarse para dirigir el haz de láser de manera segura a la ubicación deseada con alta precisión y control.

En algunas implementaciones, el sistema de formación de imágenes puede ser un sistema de tomografía de coherencia óptica (OCT). El haz de formación de imágenes del sistema de formación de imágenes puede presentar una trayectoria óptica de formación de imágenes separada, o una trayectoria óptica compartida parcial o completamente con el haz quirúrgico. Los sistemas de formación de imágenes con una trayectoria óptica compartida parcial o completamente reducen el coste y simplifican la calibración de los sistemas de formación de imágenes y quirúrgicos. El sistema de formación de imágenes también puede utilizar la misma fuente de luz o una diferente que el láser del sistema de suministro de láser 1. El sistema de formación de imágenes también puede presentar sus propios subsistemas de escaneo de haz, o puede utilizar los subsistemas de escaneo del sistema de suministro de láser 1. Se describen varias arquitecturas diferentes de tales sistemas de OCT en la solicitud de patente en tramitación junto con la presente a la que se hizo referencia.

El sistema de suministro de láser 1 también puede implementarse en combinación con una óptica de observación visual. La óptica de observación puede ayudar a que el operario del láser quirúrgico observe los efectos del haz de láser quirúrgico y controle el haz en respuesta a las observaciones.

Finalmente, en algunas implementaciones, que utilizan un haz de láser quirúrgico infrarrojo y, por tanto, invisible, puede emplearse un láser de seguimiento adicional que funciona a frecuencias visibles. El láser de seguimiento visible puede implementarse para realizar un seguimiento de la trayectoria del láser quirúrgico infrarrojo. El láser de seguimiento puede hacerse funcionar a una energía suficientemente baja para no provocar ninguna disrupción del tejido objetivo. La óptica de observación puede estar configurada para dirigir el láser de seguimiento, reflejado desde el tejido objetivo, al operario del sistema de suministro de láser 1.

En la figura 1, los haces asociados con el sistema de formación de imágenes y la óptica de observación visual pueden estar acoplados en el sistema de suministro de láser 1, por ejemplo a través de un divisor de haz/espejo dicróico 600. La presente solicitud no comentará de manera amplia las diversas combinaciones del sistema de suministro de láser 1 con los sistemas de formación de imágenes, de observación y de seguimiento.

La figura 1 ilustra un sistema de suministro de láser 1, que incluye un motor 100 de láser, un precompensador 200, un escáner XY 300, un primer bloque de expansor de haz 400, un bloque de expansor de haz móvil 500, un divisor de haz/espejo dicróico 600, un objetivo 700 y una superficie de contacto de paciente 800, en el que primer bloque de expansor de haz 400 y el bloque de expansor de haz móvil 500 se denominarán conjuntamente escáner Z 450.

En muchas implementaciones a continuación, se utiliza la convención de que la dirección Z dirección es la dirección esencialmente a lo largo de la trayectoria óptica del haz de láser, o a lo largo del eje óptico del elemento óptico. Las direcciones transversales a la dirección Z se denominan direcciones XY. El término transversal se utiliza en un sentido más amplio para incluir que en algunas implementaciones, las direcciones transversales y Z pueden no ser estrictamente perpendiculares entre sí. En algunas implementaciones, las direcciones transversales pueden describirse mejor en términos de coordenadas radiales. Por tanto los términos direcciones transversales, XY, o radiales indican direcciones análogas en las implementaciones descritas, todas aproximadamente (pero necesariamente de manera precisa) perpendiculares a la dirección Z.

1. Motor 100 de láser

El motor 100 de láser puede incluir un láser para emitir pulsos de láser con parámetros de láser predeterminados. Estos parámetros de láser pueden incluir una duración de pulso en el intervalo de 1 femtosegundo a 100 picosegundos, o dentro del intervalo de 10 femtosegundos a 10 picosegundos, o en algunas formas de realización el intervalo de 100 femtosegundos a 1 picosegundo. Los pulsos de láser pueden presentar una energía por pulso en el

5 intervalo de 0,1 microjulio a 1000 microjulios, en otras formas de realización en el intervalo de 1 microjulio a 100 microjulios. Los pulsos pueden presentar una frecuencia de repetición en el intervalo de 10 kHz a 100 MHz, en otras formas de realización en el intervalo de 100 kHz a 1 MHz. Otras formas de realización pueden presentar parámetros de láser que caen dentro de una combinación de estos límites de intervalo, tal como un intervalo de duración de pulso de 1-1000 femtosegundos. Los parámetros de láser para un procedimiento particular pueden seleccionarse dentro de estos intervalos amplios, por ejemplo durante un procedimiento preoperatorio, o basándose en un cálculo que se basa en determinados datos del paciente, tal como su edad.

10 Los ejemplos del motor 100 de láser pueden incluir láseres Nd:cristal y Nd:Yag, y otros láseres de una amplia variedad. La longitud de onda operativa del motor de láser puede estar en el intervalo de infrarrojos o en el visible. En algunas formas de realización, la longitud de onda operativa puede estar en el intervalo de 700 nm - 2 micrómetros. En algunos casos, la longitud de onda operativa puede estar en el intervalo de 1,0-1,1 micrómetros, por ejemplo en los láseres infrarrojos basados en Yb o Nd.

15 En algunas implementaciones, los parámetros de láser de los pulsos de láser pueden ser ajustables y variables. Los parámetros de láser pueden ser ajustables con un tiempo de conmutación corto, permitiendo así que el operario del sistema de suministro de láser quirúrgico 1 cambie los parámetros de láser durante una cirugía compleja. Un cambio de este tipo de parámetros puede iniciarse en respuesta a una lectura mediante un subsistema de detección o de formación de imágenes del sistema de suministro de láser 1.

20 Pueden realizarse otros cambios de parámetros como parte de un procedimiento de múltiples etapas durante el que puede utilizarse en primer lugar el sistema de suministro de láser para un primer procedimiento quirúrgico, seguido por un segundo procedimiento quirúrgico diferente. Los ejemplos incluyen realizar en primer lugar una o más etapas quirúrgicas en una región de un cristalino de un ojo, tal como una etapa de capsulotomía, seguida por un segundo procedimiento quirúrgico en una región de córnea del ojo. Estos procedimientos pueden realizarse en diversas secuencias.

25 Pueden utilizarse láseres pulsados de alta frecuencia de repetición que funcionan a una frecuencia de repetición de pulso de decenas a cientos de miles de disparos por segundo o mayor con una energía relativamente baja por pulso para aplicaciones quirúrgicas para conseguir determinadas ventajas. Tales láseres utilizan una energía relativamente baja por pulso para localizar el efecto de tejido provocado por la fotodisrupción inducida por láser. En algunas implementaciones, por ejemplo, la extensión del tejido afectado puede limitarse a unos pocos micrómetros o unas pocas decenas de micrómetros. Este efecto de tejido localizado puede mejorar la precisión de la cirugía con láser y puede desearse en determinados procedimientos quirúrgicos. En diversas implementaciones de tales cirugías, pueden suministrarse muchos cientos, miles o millones de pulsos a una secuencia de puntos que son contiguos, casi contiguos o están separados por distancias controladas. Estas implementaciones pueden conseguir determinados efectos quirúrgicos deseados, tales como incisiones, separaciones o fragmentación de tejido.

30 Los parámetros de los pulsos y el patrón de escaneo pueden seleccionarse mediante diversos procedimientos. Por ejemplo, pueden basarse en una medición preoperatoria de las propiedades ópticas o estructurales del cristalino. La energía de láser y la separación de puntos también pueden seleccionarse basándose en una medición preoperatoria de propiedades ópticas o estructurales del cristalino o en un algoritmo dependiente de la edad.

45 2. Precompensador 200

La figura 2 ilustra que el frente de onda del haz de láser puede desviarse de un comportamiento ideal de varias maneras diferentes y por varios motivos diferentes. Un grupo grande de estas desviaciones se denominan aberraciones. Las aberraciones (y las otras distorsiones de frente de onda) desplazan puntos de imagen reales desde los puntos de imagen gaussianos paraxiales ideales. La figura 2 ilustra frentes de onda de luz que sale por una pupila de salida ExP. El frente de onda esférico sin distorsión G emana de la pupila y converge en un punto P1 en el centro de la curvatura del frente de onda G. G también se denomina esfera de referencia gaussiana. Un frente de onda aberrado W se desvía de G y converge en un punto P2 diferente. La aberración ΔW del frente de onda aberrado W en el punto Q1 puede estar caracterizada por la longitud óptica de la trayectoria en relación con la esfera de referencia sin distorsión G: $\Delta W = n_i \overline{Q1Q2}$, donde n_i es el índice de refracción del medio en el espacio de imagen y $\overline{Q1Q2}$ es la distancia de los puntos Q1 y Q2.

50 En general, la aberración ΔW depende de las coordenadas tanto en la pupila de salida como en el plano focal. Por tanto, esta aberración ΔW también puede considerarse como una función de correlación: representa que el conjunto de puntos cuya imagen converge en P2, eliminada del P1 en el eje óptico por r' , están ubicados en una superficie W, que se desvía de la esfera de referencia G una cantidad de ΔW en la distancia radial r en la pupila de salida ExP. Para un sistema simétrico de manera rotacional, ΔW puede escribirse en términos de una expansión en serie de doble potencia en r y r' tal como:

$$\Delta W(r'; r, \Theta) = \sum_{l=0}^{\infty} \sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=0}^{\infty} a_{nm} r'^{2l+m} r^n \cos^m \Theta. \quad (1)$$

En este caso r' es la coordenada radial del punto de imagen P2 en el plano focal y r es la coordenada radial del punto Q1 en la pupila. La dependencia angular se representa por Θ , el ángulo esférico. $n = 2p + m$ es un número entero positivo y a_{nm} son los coeficientes de expansión del frente de onda aberrado W . Para referencia, véase por ejemplo: Optical Imaging and Aberrations, Parte 1. Ray Geometrical Optics por Virendra N. Mahajan, SPIE Optical Engineering Press. El orden i de un término de aberración se proporciona por $i = 2l + m + n$.

Los términos hasta $i = 4$ están relacionados con las aberraciones primarias: esférica, coma, astigmatismo, curvatura de campo y distorsión. Las relaciones reales entre estas aberraciones primarias y los coeficientes de aberración a_{nm} están documentados en la bibliografía. Para un sistema que forma imágenes de un objeto puntual, puede suprimirse la dependencia explícita de los términos de aberración en el radio de imagen r' introduciendo la variable adimensional $\rho = r'/a$, donde a es una extensión lineal transversal de la pupila de salida, tal como su radio:

$$\Delta W(\rho, \Theta) = \sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=0}^{\infty} a_{nm} \rho^n \cos^m \Theta, \quad (2)$$

donde

$$a_{nm} = a^n \sum_{l=0}^{\infty} a_{nm} r'^{2l+m}. \quad (3)$$

Un beneficio de esta anotación es que todos los coeficientes de aberración a_{nm} presentan la dimensión de longitud y representan el valor máximo de la aberración correspondiente en la pupila de salida. En esta anotación, por ejemplo, la aberración esférica está caracterizada por el coeficiente de aberración a_{40} .

Aunque la descripción de aberración en términos de los coeficientes de aberración a_{nm} está bien definida matemáticamente, no es siempre el enfoque experimentalmente más accesible. Por tanto, a continuación se describen tres medidas de aberración alternativas.

En la misma línea de accesibilidad y capacidad de prueba experimental, se observa que el comportamiento de un haz en un tejido biológico, tal como el ojo, puede no ser el más fácil de medir. De modo útil, los estudios indican que los rayos en el ojo pueden comportarse de una manera muy análoga a los rayos en agua salada con una concentración de sal fisiológicamente apropiada, en la que pueden medirse de manera cuantitativa y describirse. Por tanto, por toda la solicitud cuando se describe el comportamiento del sistema de suministro de láser en el ojo, se entiende que esta descripción se refiere al comportamiento o bien en el tejido ocular descrito o bien en agua salada correspondiente.

Las figuras 3A a 3C ilustran una segunda medida de aberraciones. El sistema de suministro de láser 1, que se configuró para enfocar un haz en un plano focal 210 a una profundidad A, puede provocar una aberración esférica si se hace funcionar para enfocar el haz en un plano focal operativo 211 a una profundidad B, en cambio. Puede producirse una situación de este tipo, por ejemplo, durante un procedimiento de escaneo tridimensional, cuando se mueve el punto focal del haz de láser desde el plano focal 210 hasta el plano focal 211.

La figura 3A ilustra el caso en el que el sistema de suministro de láser 1 enfoca los rayos hacia su plano focal óptimo 210. Los rayos pasan por un punto en el plano focal óptimo 210 (un "punto focal") de extensión radial muy estrecha, o radio, $r_f(A)$. Esta extensión radial $r_f(A)$ puede ser mayor de cero por una variedad de motivos, tal como la difracción del haz de luz. El radio del punto focal puede definirse de más de una manera. Una definición común de $r_f(A)$ es el radio mínimo del punto luminoso en una pantalla cuando se varía la posición de la pantalla a lo largo de la dirección axial o Z. Esta profundidad Z se denomina a menudo "punto de menos confusión". Esta definición se mejora adicionalmente en relación con la figura 3C.

La figura 3B ilustra el caso en el que el sistema de suministro de láser 1 escanea el foco a alguna distancia, tal como unos pocos milímetros, fuera del plano focal óptimo 210, con respecto a un plano focal operativo 211. De manera visible, los rayos pasan por un punto focal de un radio $r_f(B)$ más grande que $r_f(A)$, provocando una aberración esférica. Se han desarrollado fórmulas matemáticas de diversa precisión que conectan los coeficientes de aberración a_{nm} y el radio de punto focal r_f . En algunos casos, el radio de punto focal r_f es una medida experimentalmente más accesible para cuantificar las aberraciones que los coeficientes de aberración a_{nm} .

La figura 3C ilustra una definición más cuantitativa del radio de punto focal r_f . La figura 3C ilustra la energía

5 contenida en un punto del radio r , medido desde un centroide del haz. Una definición ampliamente aceptada del radio de punto focal r_f es el radio, dentro del que está contenido el 50% de la energía del haz. La curva marcada con "A" muestra que en un haz de difracción limitada, cuando el haz se enfoca en su plano focal óptimo 210, como en la figura 3A, puede estar contenido, o encerrado, el 50% por ciento de la energía del haz, en un punto de radio $r=0,8$ micrómetros, proporcionando una definición útil de $r_f(A)$.

10 Los procedimientos quirúrgicos basados en descomposición óptica inducida por láser (LIOB) pueden presentar una precisión y eficacia mayores y efectos no deseables más pequeños si la energía del haz de láser se deposita en un punto focal bien o estrictamente definido. LIOB es un proceso altamente no lineal con un umbral (de plasma) de intensidad: normalmente, el tejido expuesto a un haz con una intensidad mayor que el umbral de plasma se vuelve plasma, mientras que el tejido expuesto a un haz con una intensidad inferior al umbral de plasma no experimenta la transición a plasma. Por tanto, una ampliación del punto focal mediante aberración reduce la fracción del haz que consigue intensidad en el plano focal mayor que el umbral de plasma y aumenta la fracción del haz cuya intensidad permanece inferior al umbral. Esta última fracción del haz no se absorbe eficazmente por el tejido objetivo y continúa propagándose a través del tejido ocular, en la mayoría de los casos a la retina, provocando posiblemente una exposición de retina no deseable.

20 Para procedimientos quirúrgicos destinados a corregir la córnea, el plano focal normalmente se escanea, o se desplaza, en la dirección Z (a lo largo del eje óptico) sólo aproximadamente 0,6 mm desde su profundidad óptima o nominal, puesto que el grosor de la córnea es esencialmente 0,6 mm, en un caso raro más grueso pero todavía no supera 1 mm. La curva marcada con "B" ilustra que cuando el plano focal de un haz se desplaza de su plano focal óptimo 210 1 mm (una estimación superior para procedimientos de córnea) con respecto al plano focal operativo 211, un 50% de la energía del haz está contenida dentro del radio de punto focal de $r_f(B)= 1,8$ micrómetros. Aunque este desplazamiento introduce una aberración, su medida es limitada. En consecuencia, algunos de los sistemas de láser de córnea existentes no compensan esta aberración en absoluto, mientras que otros introducen sólo algún nivel limitado de compensación.

30 Además de los coeficientes de aberración a_{mn} y el radio de punto focal r_f , una tercera medida de aberraciones es el denominado cociente de Strehl S. El cociente de Strehl S de un sistema puede definirse haciendo referencia a un haz que emana desde una fuente puntual, como intensidad pico del haz en el plano focal del sistema dividido entre la intensidad pico máxima teórica de un sistema de formación de imágenes perfecto equivalente, que funciona en el límite de difracción. También se conocen definiciones equivalentes en la bibliografía y están dentro del alcance de la definición del cociente de Strehl S.

35 De manera correspondiente a esta definición, cuanto menor sea el valor de S, mayor será la aberración. Un haz no aberrado presenta $S = 1$ y de manera convencional, cuando $S > 0,8$, se considera que el sistema de formación de imágenes presenta una difracción limitada.

40 Una cuarta definición de las aberraciones es ω , un error cuadrático medio, o RMS, del frente de onda que expresa la desviación ΔW del frente de onda aberrado W con respecto al frente de onda sin distorsión G de la figura 2, promediado a través de todo el frente de onda en la pupila de salida ExP. ω se expresa en unidades de la longitud de onda del haz, haciendo que sea una cantidad adimensional.

45 La figura 4 ilustra que para aberraciones relativamente pequeñas ω y S están relacionados por la siguiente fórmula empírica:

$$S \approx e^{-(2\pi\omega)^2} \quad (4),$$

50 independientemente del tipo de aberración, donde e es la base del logaritmo natural.

55 Las cuatro medidas de aberración anteriores son útiles para diagnosticar problemas y optimizar el diseño del sistema de suministro de láser 1. Por consiguiente, más adelante, la terminología general "medida de aberración" puede hacer referencia a una cualquiera de estas medidas, o sus equivalentes. En particular, se captura una aberración creciente mediante un aumento de los coeficientes de aberración a_{mn} , radio de punto focal r_f y error RMS del frente de onda ω , pero mediante una disminución del cociente de Strehl S.

60 La relación entre estas medidas de aberración se demuestra mostrando los coeficientes de aberración esférica a_{40} y el cociente de Strehl S correspondiente en un ejemplo específico. En el ejemplo, el sistema de láser quirúrgico enfoca el haz de láser en un tejido ocular a profundidades diferentes por debajo de su superficie. El haz de láser presenta una difracción limitada, con una longitud de onda de 1 micrómetro y una apertura numérica $NA = 0,3$, y se enfoca en la superficie del tejido a un ángulo de incidencia normal. Los números de este ejemplo pueden ser análogos a los efectos de añadir una placa paralela en planta de igual grosor a la profundidad escaneada cerca del plano focal del sistema, y llevar a cabo el cálculo para el agua salada.

ES 2 594 702 T3

La superficie del tejido introduce aberraciones en el haz, caracterizadas por las ecuaciones (2) y (3). La aberración esférica, caracterizada por el coeficiente de aberración a_{40} , es cero en la superficie, el cociente de Strehl, por su propia construcción, es $S = 1$.

5 Las cirugías con LASIK forman normalmente colgajos en una profundidad de 0,1 mm. A estas profundidades, el cociente de Strehl S se reduce hasta aproximadamente 0,996, sólo una pequeña disminución. Incluso a una profundidad de 0,6 mm, aproximadamente en la superficie posterior de la córnea, S es aproximadamente de 0,85. Aunque esta es una disminución no despreciable de la intensidad pico, todavía puede compensarse ajustando la intensidad de haz de láser.

10 Por otro lado, a una profundidad de 5 mm, que caracteriza la superficie anterior del cristalino en el ojo, el cociente de Strehl puede disminuir hasta $S = 0,054$. A esta profundidad y este cociente de Strehl, la intensidad de haz se reduce considerablemente por debajo del umbral de plasma y, por tanto, el haz no puede generar LIOB. Esta pérdida drástica de intensidad pico no puede compensarse aumentando la potencia de láser sin efectos no deseables tales como una sobreexposición grave de la retina o un tamaño de burbuja excesivamente aumentado.

15 La tabla 1 ilustra la aberración esférica a_{40} , que corresponde a los cocientes de Strehl recientemente descritos. De manera visible, la aberración esférica aumenta aproximadamente de manera lineal con la profundidad de tejido, mientras que el cociente de Strehl S se comporta de una manera no lineal:

20

Tabla 1

Profundidad en tejido [mm]	Aberración esférica a_{40} [micrómetros]	Cociente de Strehl S
0	0,00	1,000
0,1	-0,04	0,996
0,6	-0,24	0,856
5	-2,00	0,054
10	-3,99	0,041

25 En procedimientos quirúrgicos destinados a realizar una lisis de cristalino, capsulotomía u otros procedimientos quirúrgicos en el cristalino, el plano focal se escanea a menudo por toda la profundidad del cristalino, que puede ser de hasta 5 mm. Además, en sistemas de córnea-cristalino integrados, la profundidad de escaneo total puede extenderse desde la córnea hasta la superficie posterior del cristalino, aproximadamente 10 mm. La curva marcada con "C" en la figura 3C indica que en tales casos el radio de punto focal crece hasta $r_f(C) = 18$ micrómetros, valor que es demasiado grande para que aparezca incluso en la misma representación gráfica que $r_f(A)$ y $r_f(B)$. En algunas formas de realización, puede elegirse que el plano focal óptimo permanezca a la mitad en el intervalo de escaneo de profundidad y que quizás se escanee el haz de láser en un intervalo de profundidad de más/menos 5 mm. En este caso $r_f(C)$ puede reducirse a 10 micrómetros.

30 Estos valores de $r_f(C)$ grandes se traducen en una gran cantidad de aberración en las otras tres medidas de aberración a_{40} , S y ω . Claramente, a diferencia de los procedimientos de córnea que escanean sólo unas pocas décimas de un milímetro, estas aberraciones grandes de cirugía de cristalino plantean numerosos desafíos para el diseño del sistema de suministro de láser 1 para compensar o afrontar sus consecuencias no deseables.

35 Para abordar el problema de las medidas de aberración grandes, asociado con la cirugía de cristalino, algunas formas de realización incluyen el precompensador 200 para precompensar la aberración esférica y mejorar las medidas de aberración. Estas aberraciones pueden desarrollarse en el tejido objetivo, o a lo largo de una parte de la trayectoria óptica dentro del sistema de suministro de láser 1, o a lo largo de toda la trayectoria óptica.

40 La figura 5 ilustra (no a escala) que, puesto que las medidas de aberración $r_f(C)$, a_{40} , S y ω dependen de la profundidad z del punto focal y su distancia radial r desde el eje óptico, a continuación cuando se describe que una medida de aberración adopta un valor, éste se referirá a la medida de aberración que adopta el valor descrito en algunos puntos de referencia seleccionados. Pueden describirse un conjunto de puntos de referencia relevantes por sus coordenadas cilíndricas (z, r): $P1=(0,0)$, $P2=(2,6)$, $P3=(5,0)$, $P4=(8,0)$, $P5=(8,3)$, todos en milímetros. Puesto que las estructuras principales del ojo presentan una simetría cilíndrica aproximada, estos puntos de referencia P pueden estar ubicados en cualquier ángulo acimutal ϕ . Por tanto, se hará referencia a estos puntos P sólo por dos de sus tres coordenadas cilíndricas, suprimiéndose el ángulo acimutal ϕ . $P1$ es un punto típico para un procedimiento de córnea ubicado en un lugar centrado, $P2$ es típico para procedimientos de córnea periféricos, $P3$ se refiere a la región anterior del cristalino, $P4$ se refiere a la parte posterior del cristalino y $P5$ es un punto de referencia de cristalino periférico. También pueden adoptarse otros puntos de referencia para caracterizar las aberraciones de un sistema de suministro de láser. En algunos casos, una medida de aberración puede referirse a la medida de aberración promediada a través del frente de onda operativo, o área iluminada.

45 Las medidas de aberración pueden determinarse de varias maneras diferentes. Puede realizarse un seguimiento de un frente de onda del haz de láser en un proceso de diseño asistido por ordenador (CAD) a través de una sección seleccionada de la trayectoria óptica, tal como un modelo del tejido objetivo, o una sección del sistema de suministro

60

de láser 1. O la aberración del haz de láser puede medirse en un sistema de suministro de láser real, o una combinación de estos dos procedimientos.

5 Por consiguiente, en algunas implementaciones, la precompensación, introducida por el precompensador 200 puede seleccionarse determinando, calculando o midiendo una medida de aberración a lo largo de una parte seleccionada de la trayectoria óptica, que puede incluir el propio tejido objetivo y determinando luego una cantidad de precompensación que es necesaria para compensar una parte preseleccionada de la aberración determinada/calculada/medida.

10 El precompensador 200 puede corregir, o precompensar, la aberración esférica de manera eficaz, porque las aberraciones esféricas afectan de manera dominante a los rayos axiales. Otros tipos de aberraciones, tales como las aberraciones transversales, astigmatismo y coma, afectan a los rayos de ángulo distinto de cero así como a los rayos de campo, incluyendo los rayos que están desplazados con respecto al eje óptico. Mientras que el haz de láser, generado por el motor 100 de láser es un haz esencialmente axial, los diversos bloques en la trayectoria óptica, los más en particular el escáner XY 300, transforman este haz axial en un haz de ángulo distinto de cero, que presenta rayos de campo.

20 Por tanto, en diseños en los que un precompensador está ubicado detrás del escáner XY 300, los rayos de campo del haz pueden desarrollar varias aberraciones diferentes. Esta aparición de aberraciones diferentes plantea grandes desafíos de diseño porque (i) la optimización del haz puede requerir compensar varias de las aberraciones, y (ii) los diferentes tipos de aberraciones no son independientes entre sí. Por tanto, la compensación de un tipo de aberración induce normalmente otros tipos de aberración no deseados.

25 Por tanto, en arquitecturas en las que un compensador está colocado detrás del escáner XY, las aberraciones esféricas se compensan normalmente sólo en un grado limitado y a expensas de introducir otros tipos de aberraciones no deseadas.

30 En cambio, las formas de realización del presente sistema de suministro de láser 1 pueden presentar el precompensador 200 delante del escáner XY 300. Este diseño permite que el precompensador 200 precompense una aberración esférica sin introducir otros tipos de aberraciones no deseadas.

35 Algunas implementaciones pueden incluso aprovechar la interdependencia mencionada anteriormente de las aberraciones en el eje y fuera del eje introduciendo una precompensación en el eje mediante el precompensador 200 para precompensar una aberración fuera del eje, provocada por un segmento posterior del sistema de suministro de láser o el tejido objetivo.

Las figuras 6A a 6B ilustran esquemáticamente una operación idealizada del precompensador 200.

40 La figura 6A ilustra un sistema de suministro de láser 1 sin un precompensador. En general, un segmento 301 de trayectoria óptica puede introducir algún nivel de aberración esférica. Esto se muestra mediante un frente de onda sin distorsión que entra en el segmento 301 de trayectoria óptica y un frente de onda con aberración que abandona el segmento 301 de trayectoria óptica. Este segmento puede ser cualquier segmento de la trayectoria óptica, tal como una parte del tejido objetivo, o todo el tejido objetivo, o una parte de la trayectoria dentro del sistema de suministro de láser 1.

45 La figura 6B ilustra que el precompensador 200 puede introducir una distorsión de compensación (o complementaria) del frente de onda. Este frente de onda precompensado entra entonces en el segmento 301 de trayectoria óptica, provocándole que emita un frente de onda con una distorsión reducida, o incluso sin distorsión.

50 Algunos sistemas existentes ni siquiera presentan un compensador dedicado. Otros sistemas pueden compensar la aberración esférica sólo de una manera distribuida por las lentes de grupos de lentes que también presentan otras funciones y están situadas detrás del escáner XY. En estos sistemas existentes, los parámetros de las lentes se eligen como resultado de hacer compromisos entre funcionalidades diferentes, conduciendo a limitar su rendimiento.

55 En cambio, las formas de realización del sistema de suministro de láser 1 pueden presentar el precompensador 200 dedicado dispuesto delante del escáner XY 300. En algunas formas de realización, el precompensador 200 es la primera unidad óptica, o grupo de lentes, que recibe el haz de láser desde el motor 100 de láser. Puesto que, debido a su ubicación, el haz de láser alcanza el precompensador 200 sin desarrollar rayos de ángulo distinto de cero o rayos de campo (que podrían provocarse por el escáner XY 300), estas formas de realización pueden alcanzar un nivel alto de precompensación. La precompensación también es eficaz porque es una función primaria del precompensador 200 y, por tanto, pueden mantenerse compromisos de diseño muy limitados, a diferencia de los sistemas existentes, que se compensan con lentes que sirven para funciones adicionales.

60 Por estos motivos, en tales implementaciones, es posible corregir la aberración esférica en un alto grado sin afectar a o introducir otros tipos de aberraciones.

65

Se conoce en la teoría de las aberraciones, que la aberración esférica de un sistema de lentes compuesto es aproximadamente la suma de las aberraciones esféricas de los componentes individuales. Por tanto, en algunas implementaciones del sistema de suministro de láser 1, puede precompensarse una cantidad no deseada de aberración esférica diseñando el precompensador 200 para que introduzca una cantidad igual de aberración, pero con la señal opuesta.

Como ejemplo, cuando la profundidad del punto focal dentro del tejido ocular se mueve 5 mm fuera de su plano focal óptimo, la aberración esférica a_{40} (según la tabla 1) es de -2,0 micrómetros. Por consiguiente, en algunas implementaciones, el precompensador 200 puede introducir una medida de aberración de $a_{40} = +2,0$ micrómetros. En una primera aproximación, esta precompensación puede eliminar esencialmente la aberración esférica provocada por el desplazamiento de 5 mm del punto focal y aumentar correspondientemente el cociente de Strehl de $S = 0,054$ de vuelta a $S = 1$. (Este ejemplo sencillo ignoró otras fuentes de aberraciones.)

Algunas implementaciones a continuación se caracterizarán comparando las medidas de aberración de sistemas de suministro de láser "no precompensados" 1, es decir sistemas de suministro de láser en los que se ha eliminado el precompensador 200, con sistemas de suministro de láser "precompensados", es decir sistemas en los que no se ha eliminado el precompensador 200.

En algunas implementaciones, la instalación del precompensador 200 puede aumentar el cociente de Strehl desde un valor $S < S(\text{precomp})$ del sistema de suministro de láser no precompensado 1 a un valor $S > S(\text{precomp})$ para el sistema de suministro de láser precompensado 1. En algunas implementaciones, $S(\text{precomp})$ puede ser 0,6, 0,7, 0,8 o 0,9, por ejemplo.

Tal como se ha mencionado anteriormente, este cociente de Strehl S en este caso y a continuación puede hacer referencia a uno cualquiera de los cocientes de Strehl $S(P1), \dots, S(P5)$ en los cinco puntos de referencia P1-P5 anteriores, o al cociente de Strehl en algunos otros puntos de referencia predeterminados, o a un promedio de los cocientes de Strehl a través de los cinco puntos de referencia, o a un promedio a través del frente de onda operativo.

Además, el cociente de Strehl puede hacer referencia a todo el sistema de suministro de láser 1, recibiendo el haz de láser desde el motor 100 de láser, terminando con el objetivo 700 y formando el punto focal en un tejido objetivo oftálmico. En algunos otros casos, el término puede hacer referencia a otros objetivos, incluyendo aire. En algunas implementaciones, el término puede hacer referencia a un subsistema del sistema de suministro de láser 1.

En algunas implementaciones, la adición del precompensador 200 al sistema de suministro de láser no precompensado 1 puede aumentar un cociente de Strehl desde un valor no precompensado inferior a $S = S(\text{precomp})$ hasta un valor precompensado superior a $S = S(\text{precomp})$ para pulsos que presentan un ancho de banda asociado por lo menos un orden de magnitud mayor que el ancho de banda de transformada limitada de pulsos de láser con una duración de un picosegundo o más. Como antes, $S(\text{precomp})$ puede ser 0,6, 0,7, 0,8 o 0,9, por ejemplo.

En algunas implementaciones, la adición del precompensador 200 al sistema de suministro de láser 1 puede aumentar un cociente de Strehl desde un valor no precompensado inferior a $S = S(\text{precomp})$ hasta un valor precompensado superior a $S = S(\text{precomp})$ a través de un intervalo de longitudes de onda de 0,4 micrómetros a 1,1 micrómetros. Como antes, $S(\text{precomp})$ puede ser 0,6, 0,7, 0,8 o 0,9, por ejemplo.

En algunas implementaciones, la adición del precompensador 200 puede aumentar una apertura numérica de sistema desde un valor no precompensado inferior a $NA = NA(\text{precomp})$, correspondiente al sistema de suministro de láser 1 sin el precompensador 200, hasta un valor precompensado superior a $NA = NA(\text{precomp})$ con el precompensador 200. En algunas implementaciones, el valor de $NA(\text{precomp})$ puede ser 0,2, 0,25, 0,3 o 0,35, por ejemplo.

En algunas implementaciones, la adición del precompensador 200 a un sistema de suministro de láser 1 sin uno puede disminuir el radio de punto focal r_f en un tejido objetivo desde un valor no precompensado superior a $r_f(\text{precomp})$ hasta un valor precompensado inferior a $r_f(\text{precomp})$, correspondiente al sistema de suministro de láser 1 con el precompensador 200. En algunas implementaciones $r_f(\text{precomp})$ puede ser de 2, 3 o 4 micrómetros.

En algunas implementaciones, la instalación del precompensador 200 puede aumentar el error RMS del frente de onda desde un valor $\omega > \omega(\text{precomp})$ del sistema de suministro de láser 1 no precompensado a un valor $\omega < \omega(\text{precomp})$ para el sistema de suministro de láser precompensado 1. En algunas implementaciones, $\omega(\text{precomp})$ puede ser 0,06, 0,07, 0,08 o 0,09, todos en unidades de la longitud de onda del haz de láser, por ejemplo.

En algunas implementaciones, la instalación del precompensador 200 puede aumentar el coeficiente de aberración esférica desde un valor $a_{40} > a_{40}(\text{precomp})$ del sistema de suministro de láser no precompensado 1 a un valor $a_{40} < a_{40}(\text{precomp})$ para el sistema de suministro de láser precompensado 1. En algunas implementaciones, $a_{40}(\text{precomp})$ puede ser de 2, 3 o 4 micrómetros, por ejemplo.

En algunas implementaciones, la instalación del precompensador 200 en un sistema de suministro de láser no

- 5 precompensado 1 puede reducir por lo menos una de las siguientes medidas de aberración: el error RMS del frente de onda ω , la medida de aberración esférica a_{40} y el radio de punto focal r_f con respecto a un valor no precompensado en por lo menos un porcentaje de precompensación $P(\text{precomp})$, o aumentar un cociente de Strehl S en por lo menos el porcentaje de precompensación $P(\text{precomp})$. En algunas implementaciones, $P(\text{precomp})$ puede ser de un 10% o de un 20% o de un 30% o de un 40%, por ejemplo.
- 10 Tal como se ha descrito anteriormente, una cualquiera de estas medidas de aberración puede pertenecer a uno cualquiera de los puntos de referencia $P1, \dots P5$, o a algunos otros puntos de referencia predeterminados, o a un promedio de valores en puntos de referencia, o puede ser un promedio a través del frente de onda.
- 15 En algunas formas de realización, el precompensador 200 también puede compensar aberraciones no esféricas, tales como aberraciones de primer orden u orden mayor. En algunos casos, también puede realizar una precompensación de rayos fuera de eje.
- 20 En algunas implementaciones, el precompensador 200 precompensa otros tipos de aberraciones, mientras que no aumenta el error RMS del frente de onda en más de 0,075, o se mantiene el cociente de Strehl por encima de $S(\text{precomp})$, que presenta un valor de, por ejemplo, 0,8.
- 25 En algunas implementaciones, el precompensador 200 puede aumentar el radio del haz r_b que sale del precompensador 200 hasta un valor superior a $r_b=r_b(\text{precomp})$, donde $r_b(\text{precomp})$ puede ser, por ejemplo, de 5 mm u 8 mm.
- 30 Algunas de estas funcionalidades pueden alcanzarse incluyendo una o más lentes móviles en el precompensador 200. Los accionadores de posición pueden mover la lente o lentes móviles, cambiando la distancia entre algunas de las lentes del precompensador 200.
- 35 En implementaciones con una lente móvil, la lente móvil del precompensador 200 puede mover el plano o punto focal del sistema de suministro de láser 1 a lo largo del eje óptico 0,3-4,0 mm. En algunas implementaciones adicionales, 0,5-2,0 mm.
- 40 En algunas implementaciones, cuando por lo menos uno de los cocientes de Strehl $S(\text{bajo})$ en los cinco puntos de referencia $P1, \dots P5$ descritos anteriormente es inferior a $S=S(\text{móvil})$ cuando la lente móvil está en una posición media, la lente móvil puede moverse para aumentar el cociente de Strehl $S(\text{bajo})$ hasta un valor superior a $S=S(\text{móvil})$. $S(\text{móvil})$ puede ser de 0,6, 0,7, 0,8 o 0,9.
- 45 En algunas implementaciones, la lente móvil puede moverse para variar el cociente de Strehl S en el intervalo de 0,6-0,9. En otra implementación en el intervalo de 0,70-0,85.
- 50 Puesto que el precompensador 200 está ubicado delante del escáner XY 300 u otros expansores de haz, el radio de haz es todavía pequeño. Por tanto, la lente móvil puede ser pequeña. Y puesto que la lente móvil es pequeña, los accionadores de posición pueden moverla muy rápido, permitiendo que se realice un cambio muy rápido de la profundidad focal. Esta característica acelera el escaneo de profundidad, o escaneo Z en estas formas de realización y puede hacer que la velocidad de escaneo Z pueda compararse con la velocidad de escaneo XY normalmente más rápida.
- 55 En algunos sistemas existentes típicos, las aberraciones se compensan de manera dominante por medios ópticos, tales como lentes. El precompensador de lente móvil 200 descrito actualmente puede utilizar la lente o lentes móviles rápidas para llevar a cabo bien esta función. En particular, cuando el haz de láser se escanea con el escáner XY 300, la lente o lentes móviles pueden moverse con una velocidad suficientemente alta de modo que las aberraciones asociadas con el escaneo XY se compensen hasta un nivel deseado.
- 60 La figura 7A ilustra que este aspecto puede ser útil cuando se realiza un corte 206 quirúrgico transversal siguiendo esencialmente el área de contacto de una superficie de contacto de paciente plana o curvada 208. La velocidad de la lente móvil pequeña hace posible que se realice el escaneo Z a la velocidad requerida por el escaneo XY, formando el corte curvado deseado.
- 65 En algunas implementaciones, una curvatura, o radio, del corte curvado, o línea objetivo curvada puede ser menor de 1 mm, 10 mm y 100 mm.
- La figura 7B ilustra otro aspecto útil de una alta velocidad de escaneo Z. El plano focal de la mayoría de sistemas ópticos es un poco curvado. Si se desea crear un corte transversal esencialmente recto, que por tanto no sigue la curvatura del plano focal, es necesario que la profundidad focal se reajuste de manera continua, de manera sincrónica con el escaneo XY transversal rápido para compensar la curvatura del plano focal. Por ejemplo, para cortes radiales o cortes planares con un patrón de escaneo de trama el cambio de la coordenada radial, o XY, puede ser muy rápido. En estos procedimientos una velocidad de escaneo Z rápida puede ayudar a formar el corte recto deseado.

Finalmente, la alta velocidad de escaneo Z también puede ser útil para realizar rápidamente algunos procedimientos quirúrgicos, tal como procedimientos de córnea.

5 En algunas implementaciones, el precompensador de lente móvil 200 puede cambiar la profundidad del punto focal del sistema de suministro de láser con una velocidad axial por lo menos un 5% de la velocidad de escaneo transversal máxima del punto focal. En algunas implementaciones, con una velocidad axial por lo menos un 10% de la velocidad de escaneo transversal máxima del punto focal. En otras formas de realización, con una velocidad axial por lo menos un 20% de la velocidad de escaneo transversal máxima del punto focal.

10 En algunas implementaciones, el precompensador de lente móvil 200 puede cambiar la coordenada Z del punto focal en 0,5 - 1 milímetro en un tiempo de escaneo Z.

15 En algunas implementaciones, este tiempo de escaneo Z puede estar en el intervalo de 10-100 nanosegundos, de 100 nanosegundos - 1 milisegundo, de 1 milisegundo - 10 milisegundos y de 10 milisegundos - 100 milisegundos.

20 En algunas implementaciones, la lente móvil del grupo de lentes es móvil en un intervalo móvil Z para reducir una primera medida de aberración en por lo menos un porcentaje móvil P(móvil). En este caso, la primera medida de aberración puede ser un coeficiente de aberración esférica a_{40} , un error RMS del frente de onda ω y un radio de punto focal r_f ; y el porcentaje móvil P(móvil) puede ser del 10%, del 20%, del 30% y del 40%.

25 En algunas implementaciones, la lente móvil del grupo de lentes es móvil en un intervalo móvil Z para aumentar un cociente de Strehl S en por lo menos un porcentaje móvil P(móvil), que puede ser del 10%, del 20%, del 30% y del 40%.

30 En algunas implementaciones, el precompensador de lente móvil 200 puede cambiar una apertura numérica NA del sistema de suministro de láser 1, una profundidad Z del punto focal, una cualquiera de las medidas de aberración y un diámetro de haz de manera esencialmente independiente moviendo la lente móvil. En otras palabras, el movimiento de la lente móvil puede variar una cualquiera de estas cuatro características del sistema de suministro de láser 1 sin cambiar las otras dos características. Estas formas de realización ofrecen un control considerable para el operario de la forma de realización.

35 Algunas de las funciones del precompensador 200 se denominan a veces acondicionamiento de haz o expansión de haz. De manera correspondiente, en algunos bloques de sistemas existentes con funciones análogas se denominan acondicionador de haz o expansores de haz.

40 En algunas formas de realización, el precompensador 200 incluye sólo una lente para conseguir las funcionalidades anteriores.

45 En algunas formas de realización, el precompensador 200 incluye de dos a cinco lentes para conseguir las funcionalidades anteriores.

La figura 8A ilustra una forma de realización de tres lentes del precompensador 200, que incluye la lente 221, la lente 222 y la lente 223.

50 La figura 8B ilustra una forma de realización de tres lentes del precompensador de lente móvil 200', que incluye la lente 221', la lente móvil 222' y la lente 223'.

55 La figura 8C ilustra una forma de realización de cuatro lentes del precompensador 200'', que incluye las lentes 231-234.

60 La figura 8D ilustra una forma de realización de cuatro lentes del precompensador de lente móvil 200''', que incluye la lente 231', la lente móvil 232', la lente 233' y la lente 234'.

Las tablas 2 a 4 ilustran diversas implementaciones de tres lentes de los precompensadores 200 y 200' de las figuras 8A a 8B. Las formas de realización del precompensador 200 pueden implementarse utilizando lentes delgadas. Por tanto, pueden describirse en términos de poderes de refracción de las lentes individuales y sus distancias con respecto a la siguiente lente.

La tabla 2 ilustra una forma de realización de tres lentes fijas del precompensador 200, también mostrada en la figura 8A. En la tabla 2, la columna 1 muestra el número de lentes, la columna 2 el poder de refracción medido en dioptrías D_i ($i=1, 2, 3$) y la columna 3 la distancia d_i ($i=1, 2$) entre las lentes i e $i+1$.

ES 2 594 702 T3

Tabla 2 para la figura 8A

Número de lente	Poder de refracción [1/m]	Distancia a la siguiente lente [mm]
221	D1=(-3, -5)	d1=(60, 100)
222	D2=(3, 5)	d2=(3, 9)
223	D3=(-3,5, -6)	

5 La tabla 3 ilustra una posible implementación del precompensador 200' con dos lentes móviles 222' y 223', como en la figura 8B, mostrando las separaciones entre lentes diA y diB en dos configuraciones A y B en las columnas 3 y 4. Las separaciones entre lentes di pueden variar de manera continua entre diA y diB.

Tabla 3 para la figura 8B

Número de lente	Poder de refracción [1/m]	Distancia a la siguiente lente [mm], Configuración A	Distancia a la siguiente lente [mm], Configuración B
221'	D1=(-3, -5)	d1=(60,100)	d1B=(1,0, 9,0)
222'	D2=(3, 5)	d2=(3, 9)	d2B=(20, 40)
223'	D3=(-3,5, -6)		

10 La tabla 4 ilustra que en diversas implementaciones los parámetros Di y di anteriores pueden adoptar valores en intervalos amplios, dependiendo de un gran número de consideraciones de diseño, tales como diferentes tamaños de haz y espacio disponible. Algunos de los parámetros de estas implementaciones pueden relacionarse con las formas de realización de las tablas 2 a 3 mediante ajuste a escala de: los poderes de refracción con un factor de ajuste a escala a y las distancias con un factor de ajuste a escala 1/a correspondiente. Además, los poderes de refracción pueden modificarse adicionalmente mediante los factores de tolerancia t1 a t3 para permitir diferencias en tolerancias e implementaciones de diseño. Estas relaciones se resumen en la tabla 4:

Tabla 4 para las figuras 8A a 8B

Número de lente	Poder de refracción [1/m]	Distancia a la siguiente lente [mm]
221	D1*a*t1	d1/a
222	D2*a*t2	d2/a
223	D3*a*t3	

20 En algunas implementaciones, el factor de ajuste a escala a puede estar en un intervalo de 0,3 a 3, y los factores de tolerancia t1, t2 y t3 pueden estar en un intervalo de 0,8 a 1,2.

25 Análogamente, la tabla 5 ilustra diversas implementaciones de cuatro lentes del precompensador 200'', en las que las lentes 231, 232, 233 y 234 están fijas, tal como se muestra en la figura 8C.

Tabla 5 para la figura 8C

Número de lente	Poder de refracción [1/m]	Distancia a la siguiente lente [mm]
231	D1=(-15, -20)	d1=(100, 130)
232	D2=(-5, -8)	d2=(32, 41)
233	D3=(-25, -35)	d3=(33, 45)
234	D4=(7, 10)	

30 La tabla 6 ilustra una implementación de cuatro lentes del precompensador 200''' de la figura 8D, con una lente móvil 232'.

Tabla 6 para la figura 8D

Número de lente	Poder de refracción [1/m]	Distancia a la siguiente lente [mm], Configuración A	Distancia a la siguiente lente [mm], Configuración B
231	D1=(-15, -20)	d1A=(100, 130)	d1B=(120, 140)
232	D2=(-5, -8)	d2A=(32, 41)	d2B=(20, 30)
233	D3=(-25, -35)	d3A=(33, 45)	d3B=(31, 42)
234	D4=(7, 10)		

35 Como en las implementaciones de tres lentes, los parámetros de los precompensadores de cuatro lentes 200'' y 200''' pueden adoptar valores en intervalos amplios. Los parámetros de algunas de estas implementaciones de nuevo pueden estar relacionados entre sí mediante los factores de ajuste a escala a, 1/a, t1, t2, t3 y t4, respectivamente, en analogía con la tabla 4. El factor de ajuste a escala a puede estar en el intervalo de 0,2 a 5 y los factores de tolerancia t1,... t4 pueden estar en un intervalo de 0,7 a 1,3.

En otras formas de realización, se emplean otras combinaciones e intervalos. Dentro de estos intervalos, son posibles muchas formas de realización del sistema de suministro de láser 1, puesto que el sistema puede optimizarse para muchas funcionalidades diferentes que dan como resultado elecciones diferentes. Los compromisos de diseño y los límites de optimización pueden conducir a un gran número de implementaciones, cada una con sus propias ventajas. El gran número de posibilidades están ilustradas por los intervalos de parámetros en las tablas 2 a 6 anteriores.

En una implementación de lente móvil del precompensador 200', la lente móvil puede cambiar una de las características del sistema de láser de manera esencialmente independiente. Estos parámetros incluyen la profundidad focal Z, la apertura numérica NA, una cualquiera de las medidas de aberración y un diámetro del haz de salida. Por ejemplo, estas implementaciones permiten que el operario cambie, por ejemplo, la apertura numérica del sistema de suministro de láser 1, sin cambiar, por ejemplo, la profundidad focal Z.

En algunas implementaciones, el precompensador 200 presenta dos elementos móviles independientemente. Tales implementaciones permiten que el operario controle independientemente dos características del haz de láser, tal como por ejemplo el diámetro de haz y la apertura numérica NA, mientras que mantiene las aberraciones fijas.

La figura 9 ilustra una forma de realización del sistema de suministro de láser 1', en el que se resalta una funcionalidad de escaneo Z de diversos bloques ópticos. En particular, el motor 100 de láser genera un haz de láser, que se recibe por un primer escáner Z 250. El primer escáner Z 250 recibe el haz de láser desde el motor 100 de láser y escanea un punto focal del sistema de suministro de láser 1', a través de un primer intervalo Z a lo largo de un eje óptico del sistema de suministro de láser 1'. El haz, emitido por el primer escáner Z 250, se recibe por el escáner XY 300, que escanea el haz de láser en una dirección esencialmente transversal al eje óptico del sistema de láser. El haz de láser escaneado XY emitido se recibe entonces por un segundo escáner Z 450, que escanea el punto focal del sistema de láser a través de un segundo intervalo Z a lo largo del eje óptico 10 del sistema de láser.

En algunas formas de realización, el primer escáner Z 250 está configurado de modo que el primer intervalo Z es adecuado para un procedimiento quirúrgico de córnea, y el segundo escáner Z 450 está configurado de modo que el segundo intervalo Z es adecuado para un procedimiento quirúrgico de segmento anterior.

En algunas formas de realización, el primer intervalo Z está dentro del intervalo de 0,05-1 mm y el segundo intervalo Z está dentro del intervalo comprendido entre 1 y 5 mm.

En algunas formas de realización, el primer intervalo Z está dentro del intervalo de 1-5 mm y el segundo intervalo Z está dentro del intervalo comprendido entre 5 y 10 mm.

En algunas formas de realización, el primer escáner Z 250 está configurado para escanear el punto focal a través del primer intervalo Z de 0,05 mm-1 mm en un primer tiempo de escaneo Z. El primer tiempo de escaneo Z puede estar en uno de los intervalos comprendidos entre 10 y 100 nanosegundos, 100 nanosegundos - 1 milisegundo, 1 milisegundo - 10 milisegundos y 10 milisegundos - 100 milisegundos.

En algunas formas de realización, el segundo escáner Z 450 está configurado para escanear el punto focal a través del segundo intervalo Z de 1 mm - 5 mm en un segundo tiempo de escaneo Z. El segundo tiempo de escaneo Z puede estar en uno de los intervalos de 10-100 milisegundos y 100 milisegundos - 1 segundo.

En algunas formas de realización, el primer escáner Z 250 está configurado para cambiar la apertura numérica del haz de láser en más de un 10%.

En algunas formas de realización, el segundo escáner Z 450 está configurado para cambiar la apertura numérica del haz de láser en más de un 10%.

En algunas formas de realización, el primer escáner Z 250 está configurado para cambiar la apertura numérica del haz de láser en más de un 25%.

En algunas formas de realización, el segundo escáner Z 450 está configurado para cambiar la apertura numérica del haz de láser en más de un 25%.

La figura 10 muestra una tabla de resumen de muchas variaciones de los elementos descritos anteriormente. Tal como se muestra, algunas implementaciones pueden presentar 0 escáneres de profundidad Z, 1 escáner de profundidad Z delante del escáner XY 300, 1 escáner de profundidad Z detrás del escáner XY 300 y 2 escáneres de profundidad Z, uno delante y uno detrás del escáner XY 300.

Además, algunas implementaciones, pueden presentar 0 controladores de NA, 1 controlador de NA delante del escáner XY 300, 1 controlador de NA detrás del escáner XY 300 y 2 controladores de NA, uno delante y uno detrás del escáner XY 300.

En este caso, los escáneres Z y los controladores de NA se refieren de una manera bastante general a una única lente o un grupo de lentes, que pueden modificar la profundidad Z y la apertura numérica NA, respectivamente. En algunos casos estos modificadores pueden activarse, o controlarse por un único accionador eléctrico, que hace que las lentes del modificador se muevan de manera síncrona para modificar la NA o la profundidad Z del haz.

Tanto los escáneres Z como los controladores de NA pueden alojarse en el primer escáner Z 250 y el segundo escáner Z 450 de la figura 9. En algunos casos los elementos ópticos correspondientes son distintos, en otras implementaciones el escáner Z y el controlador de NA que están alojados en el mismo bloque de escáner Z 250 o 450, pueden compartir una o más lentes, lentes móviles o accionadores eléctricos.

Tal como se muestra en la figura 10, los 0 escáneres Z y uno o dos controladores de NA funcionan a una profundidad Z fija, pero pueden controlar la NA durante el escaneo XY.

1 escáner Z y 0 controladores de NA pueden realizar el escaneo Z.

1 escáner Z y 1 o 2 controladores de NA pueden realizar, además del escaneo Z, un control de la NA.

2 escáneres Z pueden realizar un escaneo Z a dos velocidades y también controlar la NA, cuando se combinan con 1 o 2 controladores de NA.

También se utilizan elementos ópticos distintos de lentes en algunas implementaciones, tales como aperturas variable y pupilas.

Además, la mayoría de las 16 combinaciones ilustradas pueden configurarse además para precompensar una aberración seleccionada, tal como la aberración esférica.

La figura 10 ilustra que las diversas características de sistema, tales como la profundidad Z del haz, su apertura numérica NA y su aberración, representada por su medida de aberración tal como el cociente de Strehl S, pueden controlarse o ajustarse independientemente unas de otras. Tales formas de realización ofrecen un gran control y precisión al operario del sistema de suministro de láser 1.

En formas de realización análogas, puede realizarse tal acondicionamiento de doble haz para otros emparejamientos de características de haz. Por ejemplo, pueden crearse tablas similares con 4X4=16 emparejamientos con respecto al controlador de aberración y un controlador de diámetro de haz. En este caso, pueden emparejarse 0, 1 o 2 controladores de aberración en todas las combinaciones posibles con 0, 1 o 2 controladores de diámetro de haz.

La lista de características de haz incluye: profundidad Z del punto focal, la apertura numérica NA, el radio de haz y cualquier medida de aberración, tal como el cociente de Strehl S, el radio de punto focal r_f , el error RMS del frente de onda ω y la medida de aberración esférica a_{40} .

3. Escáner XY 300

El escáner XY 300 puede recibir el haz precompensado desde el precompensador 200, o bien directamente o bien indirectamente, habiendo pasado por algunos elementos ópticos intermedios. Una función del escáner XY 300 puede ser escanear el haz recibido desde el precompensador 200 en una dirección esencialmente transversal a un eje óptico del sistema de suministro de láser 1. En diversas formas de realización, la dirección "transversal" no es necesariamente perpendicular al eje óptico, y puede incluir cualquier dirección que forma un ángulo sustancial con el eje óptico.

En algunas formas de realización, el escáner XY 300 emite un haz de láser de escaneo, que, habiéndose propagado a través del sistema de suministro de láser 1 y habiendo alcanzado la región quirúrgica, escanea en una dirección transversal desde cero hasta un máximo de un intervalo de escaneo XY de 5-14 mm. En algunas implementaciones, el máximo del intervalo de escaneo XY es de entre 8 y 12 mm.

La figura 11A ilustra que el escáner XY 300 puede incluir un escáner X y un escáner Y. En algunos diseños existentes, el escáner X y el escáner Y, cada uno, incluyen un espejo: un único espejo de escaneo X 310 y un único espejo de escaneo Y 320. En tales diseños el haz desviado por el espejo de escaneo X 310 alcanza el espejo de escaneo Y 320 en puntos diferentes dependiendo de la orientación del espejo de escaneo X 310. En particular, cuando el espejo de escaneo X 310 está en la posición 310a, el haz incidente 331 se refleja como haz 332a, mientras que cuando el espejo de escaneo X se hace rotar a la posición 310b, el haz incidente se refleja como haz 332b.

Estos dos haces 332a y 332b alcanzan el espejo de escaneo Y 320 en posiciones diferentes y, por tanto, incluso para un espejo de escaneo fijo Y 320 en la posición 320a darán lugar a dos haces reflejados 333aa y 333ba diferentes, respectivamente. Aún peor, cuando el propio espejo de escaneo Y 320 se hace rotar de la posición 320a

a 320b, los dos haces incidentes 332a y 332b dan lugar a dos haces reflejados 333ab y 333bb adicionales, propagándose los cuatro haces 333aa, 333ab, 333ba y 333bb en direcciones diferentes.

5 El problema puede caracterizarse en términos de la noción de un punto de pivote. Una definición de un punto de pivote de un elemento óptico de escaneo puede ser como el punto por el que pasan esencialmente todos los rayos, habiendo salido del elemento de escaneo óptico. Esta noción es el análogo del punto focal de elementos de refracción no móviles, tal como se aplica a elementos ópticos móviles, tales como escáneres.

10 Utilizando esta terminología, el problema anterior puede tener su origen en la figura 11A en que el punto de pivote de escáner X 315X se fija en el propio espejo de escaneo X 310. El haz escaneado emitido aparecerá para los elementos ópticos posteriores como que ha emanado de un único punto de pivote 315X en el espejo de escaneo X 310, y, por tanto, que se propaga en un amplio intervalo de ángulos. Esta divergencia de los dos diseños de espejo puede conducir a varios tipos diferentes de aberraciones no deseables.

15 La figura 11B ilustra un escáner XY de tres espejos 300' existente, en el que el escáner X 310 incluye dos espejos 311 y 312 para abordar este problema. Por claridad, los espejos se muestran desde el lado. En este diseño, los espejos de escaneo X 311 y 312 realizan la función de escaneo X de una manera coordinada. Tal como se muestra en la figura 11B, puesto que el primer espejo de escaneo X 311 cambia su orientación de 311a a 311b, el segundo espejo de escaneo X 312 puede hacerse rotar de una manera coordinada de 312a a 312b. Estas rotaciones de
20 escaneo coordinadas hacen posible que los haces desviados 332a y 332b en los dos estados de rotación atraviesen un punto de pivote 315X, que se levanta y se separa de los espejos de escaneo X.

25 Puesto que el punto de pivote de escáner X 315X se ha levantado del propio espejo de escaneo X, puede ajustarse su ubicación. En el diseño de la figura 11B, los espejos de escaneo X están diseñados para ubicar el punto de pivote 315X esencialmente sobre el espejo de escaneo Y 320. En tales diseños, se resuelve esencialmente el problema del escáner X 310 en la figura 11A y se reducen bastante las aberraciones correspondientes.

30 Sin embargo, incluso este diseño presenta un problema análogo al de la figura 11A, sólo en el contexto del espejo de escaneo Y 320. En el diseño de la figura 11B, el punto de pivote de escáner Y 315Y está todavía fijo al espejo de escaneo Y.

35 La pupila de entrada de un sistema óptico es la imagen del diafragma de apertura cuando se observa desde el frente del sistema. La pupila de salida es la imagen del diafragma de apertura en el espacio de imagen. En un sistema óptico con múltiples grupos de lentes, a menudo se ajustan cuidadosamente las ubicaciones de las pupilas de entrada y salida. En muchos diseños, la pupila de salida de un grupo de lentes coincide con la pupila de entrada del siguiente grupo de lentes.

40 Para el escáner XY 310, el punto de pivote puede considerarse como pupila de salida. En algunas formas de realización, esta pupila de salida coincide con la pupila de entrada del siguiente grupo de lentes, tal como el escáner Z 450. Sin embargo, la pupila de entrada de ese grupo de lentes puede estar dentro de los límites físicos del grupo de lentes, en los que no puede estar ubicado un bloque de escáner. En ese caso, puede desearse un bloque de escáner para el que el punto de pivote está fuera de los límites físicos del bloque de escáner, en una ubicación que puede elegirse arbitrariamente.

45 La figura 11C ilustra un diseño de cuatro espejos para abordar este problema. En el escáner XY 300", el escáner X 310 incluye de nuevo dos espejos de escaneo X 311 y 312. Sin embargo, el escáner Y escáner también incluye dos espejos de escaneo Y, 321 y 322.

50 El escáner XY 300" retira el punto de pivote de escáner Y 315Y del espejo de escaneo Y. Por consiguiente, el escáner XY 300" puede controlar el punto de pivote de escáner Y 315Y, o de salida, para que se desplace a una ubicación predeterminada. Un ejemplo es mover el punto de pivote de escaneo Y-salida 315Y a la pupila de entrada 340 de un grupo de lentes posterior. Además, en algunas implementaciones, el punto de pivote X 315X también puede moverse a la misma ubicación.

55 Otros aspectos de este diseño incluyen que el escáner XY 300" puede controlar de manera esencialmente independiente (i) un ángulo α entre el haz escaneado emitido y un eje óptico del sistema de suministro de láser 1, y (ii) una ubicación en la que el haz de escaneo impacta en la pupila de entrada del elemento óptico posterior, caracterizada por una distancia d con respecto al eje óptico. Debido a la independencia aproximada de estos controles, el escáner XY 300" puede proporcionar un haz de escaneo con aberraciones minimizadas, así como
60 puede controlar el astigmatismo y coma en las regiones periféricas, incluyendo las regiones periféricas de la región quirúrgica.

65 Algunas implementaciones del escáner XY 300"" incluyen sólo un espejo de escaneo X 310 y un espejo de escaneo Y 320, cada uno de ellos del tipo de "direccionamiento rápido". Un espejo de direccionamiento rápido individual puede realizar un movimiento angular alrededor de dos ejes de rotación. Un par de estos espejos de direccionamiento rápido también pueden controlar el ángulo de haz y la posición de haz en el plano transversal al eje

óptico.

En algunas implementaciones, el escáner XY 300”” está configurado para escanear el haz de láser a través de un intervalo de escaneo XY cuyo máximo es más largo que 5 milímetros y más corto que 15 milímetros en el plano focal del sistema de láser.

En algunas implementaciones coinciden el punto de pivote X generado por los espejos de direccionamiento rápido XY primero y segundo y el punto de pivote Y generado por los espejos de direccionamiento rápido XY primero y segundo.

4. Escáner Z 450

Tal como se ha descrito anteriormente, los sistemas quirúrgicos oftálmicos están configurados para realizar una cirugía de segmento anterior, o cirugía de cristalino presentando un diseño que permite escanear un punto focal a través de un intervalo mucho mayor que el intervalo escaneado en procedimientos de córnea. En algunas implementaciones, el escaneo Z se realiza a través de una trayectoria de escaneo Z dentro del intervalo de escaneo Z de 5 mm a 10 mm, o de 0 mm a 15 mm. (A lo largo de toda esta solicitud, el término “escaneo dentro de un intervalo de x mm a y mm” se refiere a una trayectoria de escaneo cuyo valor inicial es de x mm o más y el valor final es de y mm o menos, abarcando todas las trayectorias de escaneo que no se extienden por todo el intervalo de escaneo.)

En este caso, se recuerda que se pretende que las denominaciones “X, Y, Z” en todas las implementaciones presenten un sentido amplio. Z indica normalmente un eje óptico, que puede estar cerca de un eje geométrico. Pero la dirección Z dentro de un tejido objetivo, tal como el ojo, puede no ser completamente paralela al eje óptico del sistema de suministro de láser 1. Cualquier eje de compromiso entre estas dos también puede denominarse dirección Z. Además, las direcciones X, Y no son necesariamente perpendiculares al eje Z. Pueden referirse a cualquier dirección que forma un ángulo sustancial con la dirección Z. Además, en algunas implementaciones, un sistema de coordenadas radiales puede ser más adecuado para describir el escaneo del sistema de suministro de láser 1. En esas implementaciones, el escaneo XY se refiere a cualquier escaneo no paralelo al eje Z, parametrizado por coordenadas radiales adecuadas.

La figura 1 ilustra que algunas implementaciones del sistema de suministro de láser 1 consiguen estos grandes intervalos de escaneo Z desafiantes incluyendo el primer bloque de expansor de haz 400 y el bloque de expansor de haz móvil 500 en el escáner Z 450. En diversas implementaciones, el primer bloque de expansor de haz 400 puede ser un bloque móvil o un bloque fijo. La distancia entre el primer bloque de expansor de haz 400 y el bloque de expansor de haz móvil 500 puede ajustarse, por ejemplo, mediante un actuador de posición.

Tal como ya se ha ilustrado en las figuras 2A a 2B, puesto que el punto focal se aleja de su posición óptima en el tejido objetivo, aumentan las aberraciones. Estas aberraciones se denominan normalmente “aberraciones geométricas”, tal como pueden entenderse a partir de rayos geométricos de seguimiento, y se originan de la extensión finita de las lentes. Estas aberraciones geométricas pueden limitarse haciendo que una apertura numérica del escáner Z 450 sea más pequeña. Como tal, las aberraciones geométricas dependen tanto de la profundidad focal Z como de la apertura numérica NA.

Además, con una apertura numérica NA decreciente, surge una segunda fuente de aberraciones de la naturaleza de onda de la luz. Estas aberraciones dan lugar a la denominada “aberración por difracción”. Este segundo tipo de aberración aumenta el radio de punto focal con una apertura numérica decreciente.

Las figuras 12A a 12B ilustran las aberraciones geométricas y por difracción en un segmento anterior de un ojo en función del tamaño de apertura del escáner Z 450, caracterizado por una de las medidas de aberración anteriores: el radio de punto focal r_f . Puesto que la aberración geométrica aumenta con el tamaño de apertura mientras que la aberración por difracción disminuye, una aberración total, definida como suma de estas dos aberraciones, presenta un valor mínimo óptimo a una aberración óptima y una aberración numérica óptima NA_{opt} correspondiente.

En este caso, la definición habitual relaciona la apertura numérica NA y el tamaño de apertura: $NA = n \cdot \sin \theta$ (tamaño de apertura/(2*longitud focal)), donde n es el índice de refracción del material en el que se forma la imagen.

Estas curvas son para profundidades focales Z específicas, una profundidad focal Z de 1 mm en la figura 12A y una profundidad focal Z de 8 mm en la figura 12B. Puesto que la aberración geométrica es diferente a profundidades focales Z diferentes, el mínimo de la curva de aberración total y, por tanto, el tamaño de apertura óptimo y la apertura numérica óptima NA_{opt} de todo el sistema dependen de la profundidad focal Z: $NA_{opt} = NA_{opt}(Z)$. En particular, el tamaño de apertura óptimo y la NA_{opt} disminuyen para aumentar la profundidad focal Z, de 32 mm a 25 mm en este ejemplo específico mientras que la profundidad focal Z aumenta de 1 mm a 8 mm. Por tanto, es necesario que los sistemas de suministro de láser que se pretende que se utilicen para cirugías tanto de córnea como de cristalino, cubran un intervalo más amplio de aperturas e intervalos de NA correspondientes. Este requisito plantea desafíos de diseño considerables.

Tal como se comenta adicionalmente a continuación, las figuras 12A a 12B también ilustran que la aberración presenta un óptimo uniforme amplio para las profundidades focales Z de córnea típicas de 1 mm, mientras que presenta un mínimo más preciso, más estrecho para profundidades focales Z típicas para la cirugía de cristalino.

Asimismo, la aberración también puede estar caracterizada por las otras tres medidas de aberración S , ω o a_{40} , presentando todas las curvas de rendimiento un óptimo. Cualquiera de las cuatro medidas de aberración anteriores puede corresponder a cualquiera de los cinco puntos de referencia $P(1), \dots, P(5)$ descritos anteriormente, o puede ser un promedio realizado para algunos o todos estos puntos de referencia, o puede corresponder a otros puntos de referencia.

En algunas implementaciones, en una amplia variedad de profundidades focales Z , el tamaño de apertura y la NA correspondiente pueden ajustarse esencialmente a la apertura numérica óptima $NA_{opt}(Z)$, minimizando la aberración total, medida mediante una medida de aberración. Esta funcionalidad permite una fuerte reducción de la aberración total. En este caso, como antes, las aberraciones pueden medirse mediante una de las cuatro medidas de aberración r_f , S , ω o a_{40} , en uno cualquiera de los cinco puntos de referencia $P1, \dots, P5$ anteriores. La aberración óptima corresponde a un mínimo de medidas de aberración r_f , ω o a_{40} , o un máximo del cociente de Strehl S .

En algunas implementaciones adicionales, en las que puede no alcanzarse la aberración óptima, o las consideraciones de diseño establecen que debe utilizarse una aberración alejada del valor óptimo, el bloque de expansor de haz móvil 500 todavía puede disminuir los valores de las medidas de aberración r_f , ω o a_{40} en por lo menos un porcentaje P (expansor móvil), o correspondientemente aumentar el valor del cociente de Strehl S en por lo menos un porcentaje P (expansor móvil), en comparación con las medidas de aberración de un sistema de láser esencialmente idéntico en el que no puede moverse el segundo bloque del escáner Z 450 y, por tanto, la apertura numérica no es ajustable. En algunas implementaciones, P (expansor móvil) puede ser de un 20%, un 30%, un 40% o un 50%. En este caso, como antes, las medidas de aberración r_f , S , ω o a_{40} , pueden medirse en uno cualquiera de los cinco puntos de referencia $P1, \dots, P5$.

En algunas implementaciones, los sistemas de láser que presentan el escáner Z 450 con la apertura numérica NA ajustable pueden aumentar el cociente de Strehl S por encima de 0,8, en relación con sistemas de láser esencialmente idénticos en los que el escáner Z no presenta una apertura numérica ajustable, presentando un cociente de Strehl S inferior a 0,8.

Un desafío de diseño adicional es no sólo minimizar la aberración total a una profundidad focal Z fija ajustando el sistema de suministro de láser a su tamaño de apertura óptimo y apertura numérica $NA_{opt}(z)$ correspondiente, sino también mantener el sistema por lo menos cerca de la apertura numérica óptima dependiente de Z $NA_{opt}(Z)$ cuando se escanea la profundidad focal Z . En una implementación típica, la apertura numérica óptima disminuye cuando aumenta la profundidad focal.

Para abordar esta variación de la apertura óptima cuando se escanea la profundidad focal Z dentro del intervalo de escaneo Z , las implementaciones del sistema de suministro de láser 1 presentan la capacidad de cambiar la apertura numérica $NA(z)$ como parámetro separado del escáner Z 450, de manera esencialmente independiente de la variación de la propia profundidad focal Z .

Las implementaciones, en las que se controlan dos cantidades de manera esencialmente independiente, como actualmente la profundidad focal Z y la apertura numérica NA , presentan normalmente un par de parámetros de control para conseguir esta modalidad. Los ejemplos incluyen el emparejamiento de una distancia controlable entre el primer bloque de expansor de haz 400 y el bloque de expansor de haz móvil 500 y una posición de una lente móvil en cualquiera de estos bloques, que pueden ajustarse por un controlador óptico secundario. Otro ejemplo incluye dos lentes móviles en cualquier combinación en los dos bloques del escáner Z 450. Se recuerda que el primer bloque de expansor de haz 400 puede implementarse como bloque fijo o bloque móvil.

En algunas implementaciones, la apertura numérica NA puede ajustarse a una secuencia de valores de apertura numérica óptima $NA_{opt}(z)$, produciendo una secuencia de valores de aberración total óptima a una secuencia de profundidad focal Z cuando se escanea la profundidad focal Z .

Como antes, la aberración total óptima puede capturarse por el mínimo de cualquiera de las medidas de aberración anteriores r_f , ω o a_{40} , o el máximo del cociente de Strehl S . Los intervalos de escaneo Z pueden ser, por ejemplo, de 5-10 mm o 0-15 mm. La profundidad focal Z puede escanearse a un radio $r1=0$ mm, o $r2=3$ mm, o a algún otro radio r , o a un radio variable $r(z)$, limitado, por ejemplo, por $r < 3$ mm.

La tabla 7 ilustra un ejemplo, en el que la segunda columna describe el escaneo de la profundidad focal Z dentro de un intervalo de escaneo Z de (-0,14 mm, 11,65 mm) en un tejido objetivo ocular y la tercera columna muestra los valores correspondientes de $NA_{opt}(z)$. Las implementaciones del escáner Z 450 pueden ajustar la profundidad focal Z en este intervalo y ajustar la apertura numérica NA a su valor óptimo $NA_{opt}(z)$ en estas profundidades focales.

Tabla 7

Posición Z de expansor móvil 500 [mm]	Profundidad focal Z [mm]	$NA_{opt}(z)$
0,00	11,65	0,17
5,00	9,68	0,18
10,00	7,94	0,19
15,00	6,43	0,20
20,00	5,12	0,22
25,00	3,98	0,23
30,00	3,00	0,25
35,00	2,16	0,27
40,00	1,44	0,28
45,00	0,83	0,30
50,00	0,30	0,32
55,00	-0,14	0,34

5 En algunas formas de realización adicionales, la profundidad focal Z puede escanearse dentro de un intervalo de escaneo Z de 0 mm a 10 mm. En el transcurso del escaneo, la apertura numérica puede variar dentro de un intervalo de 0,4 a 0,1, en algunas formas de realización adicionales de 0,35 a 0,15.

10 La figura 12C ilustra una secuencia análoga de curvas de aberración, correspondiente a una secuencia de profundidades focales Z de 8 mm, 4 mm, 2 mm y 0 mm, presentando una secuencia de aperturas numéricas óptimas $N_{opt}(z)$ correspondientes.

La figura 12D ilustra explícitamente las aperturas numéricas óptimas $N_{opt}(z)$ en función de las profundidades focales Z correspondientes.

15 Tal como se ha descrito anteriormente, la ajustabilidad separada de la profundidad focal Z y la apertura numérica NA requiere normalmente dos parámetros de control ajustables de manera independiente. Sin embargo, algunas implementaciones pueden no ofrecer la ajustabilidad separada e independiente de Z y NA. En cambio, para cada profundidad focal Z, estas implementaciones ajustan automáticamente la apertura numérica o bien a su valor óptimo $NA_{opt}(z)$, o bien por lo menos a una proximidad de $NA_{opt}(z)$, sin una etapa de ajuste de NA separada realizada por un
 20 operario. Por ejemplo, NA puede seguir a la $NA_{opt}(z)$ dentro de un porcentaje P(seguimiento), donde P(seguimiento) puede ser un 10%, un 20% o un 30%.

25 Estas implementaciones pueden presentar sólo un único controlador ajustable integrado. En el ejemplo recién descrito, este controlador integrado puede sólo presentar visualmente, a un usuario del sistema, que controla la profundidad focal Z en la región objetivo. Sin embargo, el controlador puede contener un ajustador de apertura acoplado, que ajusta simultáneamente la apertura numérica NA para seguir a la $NA_{opt}(z)$ sin una etapa de adaptación separada realizada por el usuario del sistema de suministro de láser 1.

30 En algunas implementaciones, el ajuste de la distancia entre el primer expansor de haz 400 y el expansor de haz móvil 500 puede realizar esta funcionalidad adecuadamente. En otras implementaciones, una única lente móvil puede ofrecer esta modalidad. Todavía en otras implementaciones, puede emplearse una combinación de dos ajustadores.

35 Estas implementaciones ofrecen una función de control simplificada para el operario del sistema de suministro de láser 1. Puesto que conseguir una única función de control integrada de este tipo es un desafío de diseño, algunas implementaciones realizan estas funciones de control integradas en combinación con los otros bloques, tales como el precompensador 200, el escáner XY 300 y el objetivo 700.

40 En algunas implementaciones, en las que los valores de aberración total óptima no pueden conseguirse, o no se consiguen, para diversas consideraciones de diseño, la apertura numérica NA puede ajustarse a una secuencia de valores de apertura numérica a una secuencia de profundidades focales Z a lo largo de la trayectoria de escaneo Z dentro del intervalo de escaneo Z para reducir la aberración total en por lo menos un porcentaje P(escaneo) en relación con los sistemas de láser cuyo escáner Z 450 no presenta una apertura numérica NA ajustable. En algunas implementaciones, P(escaneo) puede ser un 20, un 30, un 40 o un 50 por ciento.

45 Como antes, la aberración total puede estar caracterizada por una cualquiera de las medidas de aberración r_1 , ω o a_{40} introducidas previamente. De manera equivalente, la reducción de la aberración puede estar caracterizada por un aumento correspondiente del cociente de Strehl S. La trayectoria de escaneo Z puede ser una trayectoria paralela al eje Z a un radio R con respecto al eje óptico o Z del sistema de láser. En algunas implementaciones, la trayectoria de escaneo Z puede estar ubicada entre los radios $r_1=0$ mm y $r_2=3$ mm con respecto al eje Z óptico.

50 La aberración total puede medirse de varias maneras diferentes. La aberración total puede hacer referencia a una

aberración total promediada por la trayectoria de escaneo Z, o al valor máximo o mínimo de la aberración total a lo largo de la trayectoria de escaneo. La reducción de aberración total puede hacer referencia a una cualquiera de estas posibilidades.

5 En algunas implementaciones, la apertura numérica *NA* puede ajustarse desde un primer valor cuando se realiza un procedimiento de córnea hasta un segundo valor cuando se realiza un procedimiento de segmento anterior. En algunas implementaciones, el primer valor está en el intervalo de 0,2-0,5 y el segundo valor está en el intervalo de 0,1-0,3. En algunas implementaciones adicionales, el primer valor puede estar en el intervalo de 0,25-0,35 y el segundo valor puede estar en el intervalo de 0,15- 0,25.

10 La presente implementación del escáner Z 450 es diferente de los sistemas de suministro de láser de córnea existentes de varias maneras distintas, incluyendo las siguientes.

15 1. En los sistemas de suministro de láser de córnea, se requiere normalmente que la apertura numérica no cambie durante el escaneo Z de la profundidad focal para garantizar la simplicidad del diseño. Este diseño es satisfactorio para la cirugía de córnea puesto que la aberración total inducida por el escaneo Z de 1 mm típico no es un factor limitativo importante de la precisión de los sistemas de suministro de láser de córnea. En cambio, las implementaciones del sistema de suministro de láser 1 presentan una apertura numérica *NA* variable para seguir ajustando la apertura a su apertura óptima a través del intervalo Z quirúrgico extenso de, por ejemplo, 5-10 mm. Naturalmente, esto se consigue porque la modalidad de la apertura numérica *NA* puede ajustarse de manera esencialmente independiente de la profundidad focal Z.

20 2. Además, los sistemas de córnea existentes típicos presentan su escáner Z en el objetivo 700, o como parte de una implementación compleja del objetivo 700, mientras que el presente escáner Z 450 está dispuesto delante del objetivo 700. En este caso, el objetivo 700 indica el grupo de lentes final del sistema de suministro de láser 1 que está dispuesto en un alojamiento mecánico funcional separado del alojamiento mecánico funcional del escáner XY y el escáner Z. El término alojamiento mecánico funcional no se refiere al alojamiento global del sistema de suministro, cuyo diseño puede estar establecido por consideraciones ergonómicas o de apariencia, sino al alojamiento que está manteniendo juntas las lentes para realizar su función óptica real. El objetivo 700 de las presentes implementaciones se sitúa normalmente en la trayectoria óptica después de que el haz de escaneo XYZ, emitido por el escáner Z 450, se desvíe por el espejo 600.

25 3. Las figuras 12A a 12B ilustran un desafío adicional en el diseño de sistemas ópticos de cirugía de cristalino. De manera visible, la aberración total presenta una amplia región óptima uniforme para profundidades focales Z de córnea típicas de 1 mm, por tanto (i) los parámetros de sistema pueden optimizarse para otras consideraciones, (ii) puede utilizarse un intervalo de escaneo Z amplio, y (iii) es necesaria una adaptación menos precisa de los parámetros de sistema, todo sin mucho deterioro del tamaño de punto focal. En cambio, para sistemas de cirugía de cristalino el tamaño de punto focal se deteriora rápidamente cuando (i) los parámetros de sistema se optimizan para otras consideraciones, (ii) se implementa un intervalo de escaneo Z más amplio, y (iii) los parámetros de sistema se adaptan de una manera menos precisa.

35 En un aspecto adicional de las formas de realización del escáner Z 450, se recuerda que los sistemas de suministro de láser que incluyen un subsistema de formación de imágenes o un subsistema de óptica de observación visual, presentan los haces asociados con cualquiera de estos subsistemas acoplados en el sistema de suministro de láser 1 a través del espejo 600. Por ejemplo, el espejo 600 puede ser un espejo dicróico. En sistemas quirúrgicos típicos, el objetivo 700 se refiere al grupo de lentes que están situadas detrás del espejo 600 en la trayectoria óptica.

40 La implementación del escáner Z 450 delante del espejo 600 y separado del objetivo 700 es una consideración de diseño importante también porque el peso del objetivo 700 es un factor crítico, puesto que el objetivo 700 entra en contacto de manera esencialmente directa con el tejido objetivo, tal como el ojo del paciente. Por tanto, la minimización del peso o la masa del objetivo 700 hace que implementaciones del sistema de suministro de láser 1 impongan una presión reducida en el ojo. Y puesto que esta presión deforma el propio ojo y, por tanto, disminuye la precisión del procedimiento quirúrgico, los diseños que reducen la presión en el ojo aumentan considerablemente la precisión de la cirugía oftálmica.

45 Las tablas 8 a 9 ilustran intervalos de algunos parámetros relevantes para diversas formas de realización del primer bloque de expansor de haz 400 y el bloque de expansor de haz móvil 500. Cada uno de los bloques de expansor de haz puede presentar 2-10 lentes, en algunas formas de realización 3-5 lentes, que están configuradas para llevar a cabo las funcionalidades anteriores.

50 La tabla 8 ilustra una forma de realización de cinco lentes del primer bloque de expansor de haz 400 utilizando una convención de norma industrial, que describe grupos de lentes gruesas en términos de las superficies individuales. El primer bloque de expansor de haz 400 puede incluir las lentes 411, 412, 413, 414 y 415 con parámetros en los siguientes intervalos (indicados en paréntesis):

55

Tabla 8

Superficie	Curvatura [1/m]	Distancia [mm]	Índice de refracción n
1	(0, 1,5)	(5, 25)	(1,6, 1,93)
2	(22, 28)	(12, 22)	(1,6, 1,7)
3	(-17, -14)	(0,5, 12)	1
4	(7,0, 8,5)	(15, 29)	(1,65, 1,8)
5	(-19, -13)	(3, 14)	1
6	(14, 18)	(8, 12)	(1,6, 1,7)
7	(0, 9,3)	(6, 12)	1
8	(-28, -21)	(1, 5)	(1,65, 1,75)
9	(-15, -6)		

5 En algunas formas de realización, el primer bloque de expansor de haz 400 incluye, de manera secuencial desde un lado de entrada que se orienta al escáner XY 300: un primer grupo de lentes con un poder de refracción positivo, una lente de menisco, que presenta una superficie convexa que se orienta al lado de entrada, y una segunda lente, que presenta una superficie cóncava que se orienta al lado de entrada.

10 Otras implementaciones están relacionadas con las implementaciones de la tabla 8 mediante un factor de escala a, presentando cinco lentes ajustadas a escala, multiplicándose las curvaturas de la segunda columna por a, multiplicándose las distancias de la tercera columna por 1/a y presentando índices de refracción n sin cambios. El factor de escala a puede adoptar valores de entre 0,3 y 3.

15 La tabla 9 ilustra una forma de realización de cuatro lentes del bloque de expansor de haz móvil 500, incluyendo las lentes 511, 512, 513 y 514, con parámetros en los siguientes intervalos:

Tabla 9

Superficie	Curvatura [1/m]	Distancia [mm]	Índice de refracción n
1	(-25, -10)	(3, 7)	(1,7, 1,8)
2	(-25, -28)	(0, 2)	1
3	(-43, -24)	(1,5, 5)	(1,5, 1,62)
4	(8,5, 19,4)	(26, 31)	1
5	(-6,2, -4,6)	(10, 16)	(1,53, 1,6)
6	(-18,4, -14,7)	(34, 49)	1
7	(1,9, 4,2)	(8, 14)	(1,58, 1,61)
8	(-11, -9,0)		

20 Algunas implementaciones del bloque de expansor de haz móvil 500 incluyen, de manera secuencial desde un lado de entrada que se orienta al primer bloque de expansor de haz 400: una lente de menisco, que presenta una superficie cóncava que se orienta al lado de entrada, una lente negativa con un poder de refracción negativo, y un grupo de lentes positivas con un poder de refracción positivo.

25 Otras implementaciones están relacionadas con las implementaciones de la tabla 9 mediante un factor de escala a, presentando cuatro lentes ajustadas a escala, multiplicándose las curvaturas de la segunda columna por a, multiplicándose las distancias de la tercera columna por 1/a y presentando índices de refracción n sin cambios. El factor de escala a puede adoptar valores de entre 0,3 y 3.

30 Las figuras 13A a 13B ilustran formas de realización de las tablas 8 a 9 en dos configuraciones con distancias diferentes entre el primer bloque de expansor de haz 400 y el bloque de expansor de haz móvil 500. En algunas implementaciones, el bloque de expansor de haz móvil 500 puede moverse en relación con el primer bloque de expansor de haz 400 una distancia en el intervalo de d=5-50 mm.

35 Estas figuras ilustran las consideraciones de diseño del escáner Z 450 en funcionamiento.

40 La figura 13A ilustra el caso en el que el bloque de expansor de haz móvil 500 está en una posición relativamente lejos del primer bloque de expansor de haz 400. En este caso, el haz que sale del conjunto combinado presenta (i) rayos convergentes, (ii) un diámetro relativamente grande en una pupila de salida ExP, (iii) una profundidad Z más superficial del punto focal cuando se coloca un objetivo de longitud focal fija cerca de la pupila de salida del escáner Z 450 y, por tanto, (iv) el punto focal está formado por un haz con una apertura numérica NA mayor.

45 La figura 13B ilustra el caso en el que el bloque de expansor de haz móvil 500 está más cerca del primer expansor de haz 400 que en el caso de la figura 13A. En este caso, el haz presenta (i) rayos divergentes, (ii) un diámetro más pequeño en la pupila de salida ExP, (iii) una profundidad Z más profunda del punto focal cuando se coloca un objetivo de longitud focal fija en la pupila de salida del escáner Z 450 y, por tanto, (iv) el punto focal se forma por un haz con una apertura numérica NA más pequeña.

En resumen, a profundidades focales Z más superficiales el punto focal se crea por un haz de gran NA, mientras que para aumentar las profundidades focales Z disminuye la apertura numérica NA. Puede optimizarse el cambio relativo en la apertura numérica NA optimizando la ubicación de la pupila de salida ExP de los bloques de expansor de haz 400 y 500 y la ubicación de la pupila de entrada del objetivo de enfoque 700. Estas implementaciones son maneras alternativas para optimizar la apertura numérica a profundidades focales diferentes incluso sin utilizar las funcionalidades del precompensador 200.

Tal como se ha comentado anteriormente, la apertura numérica NA puede ajustarse de manera amplia con o sin el precompensador 200. En el sistema de suministro de láser global 1, la apertura numérica NA puede ajustarse controlando el precompensador 200, el primer bloque de expansor de haz 400 o el bloque de expansor de haz móvil 500, o controlando estos bloques en combinación. La elección real de la implementación en la práctica depende de otros requisitos de nivel de sistema de nivel mayor, tales como intervalo de escaneo, velocidad de escaneo y complejidad. También pueden configurarse las implementaciones con otros intervalos numéricos para realizar algunas o todas las funcionalidades descritas anteriormente.

La figura 14 ilustra un aspecto adicional del escáner Z 450. Se muestran tres haces característicos diferentes, que emanan de un punto de pivote de salida PP(XY) del escáner XY 300. Notablemente, los tres haces característicos se centran en un punto de pivote PP(O) de entrada del objetivo 700 por el escáner Z 450. La posición de PP(O) puede ajustarse, por ejemplo, moviendo el expansor de haz móvil 500.

Tal como se comenta a continuación, los sistemas de suministro de láser que generan un punto de pivote PP(O) ubicado fuera de los espejos del escáner XY 300 presentan características útiles, por ejemplo, en formas de realización en las que el punto de pivote PP(O) se encuentra dentro del objetivo 700.

En otras formas de realización, el escáner XY 300 presenta un punto de pivote de salida PP(XY) más lejos que la distancia al escáner Z 450. En estas formas de realización, el escáner Z 450 sólo modifica el punto de pivote de salida PP(XY) del escáner XY 300 al punto de pivote PP(O) de entrada del objetivo 700.

En cualquier caso, estas implementaciones utilizan la existencia de un plano focal intermedio 451, ubicado entre el primer bloque de expansor de haz 400 y el bloque de expansor de haz móvil 500. La existencia de este plano focal intermedio 451 está indicada por los puntos focales de los tres haces característicos que se alinean lateralmente con esencialmente la misma coordenada z. Por el contrario, las implementaciones que no presentan un plano focal intermedio de este tipo no son muy adecuadas para presentar un punto de pivote PP(O) ajustable.

5. Objetivo 700

En algunas implementaciones, el haz de láser emitido por el escáner Z 450 se desvía por el divisor de haz/espejo dicróico 600 al objetivo 700. A través de este espejo 600 también pueden acoplarse diversas luces auxiliares en el sistema de suministro de láser 1. Las fuentes de luz auxiliares pueden incluir una luz asociada con un sistema de formación de imágenes de tomografía de coherencia óptica (OCT), un sistema de iluminación y un bloque de observación visual.

El objetivo 700 puede proporcionar una trayectoria óptica compartida para un haz de láser escaneado XYZ, que se propaga desde el motor 100 de láser a través del escáner XY 300 y el escáner Z 450, y la luz auxiliar a la región objetivo quirúrgica. En diversas implementaciones, el objetivo 700 puede incluir grupos de lentes de objetivo. En varias implementaciones, las lentes de los grupos de lentes de objetivo no se mueven unas en relación con otras. Como tal, aunque el objetivo 700 es una parte integral de la funcionalidad de escaneo Z, no contribuye al escaneo Z de una manera variable o dinámica. En estas implementaciones, no se ajusta ninguna posición de lente en el objetivo 700 para mover la profundidad focal Z del punto focal.

Las implementaciones del objetivo 700 pueden controlar por lo menos una de aberración esférica, coma y aberraciones de orden mayor del haz de láser pulsado quirúrgico.

Puesto que el objetivo 700 es guiar luces de una longitud de onda diferente, las implementaciones del objetivo 700 utilizan grupos de lentes acromatizadas. La longitud de onda de la luz auxiliar puede estar, por ejemplo, en el intervalo de 0,4 micrómetros a 0,9 micrómetros, y la longitud de onda de la luz quirúrgica puede estar en el intervalo de 1,0-1,1 micrómetros. Las implementaciones del objetivo 700 mantienen las aberraciones cromáticas por debajo de un valor predeterminado por todo el intervalo de longitudes de onda de las luces utilizadas, tal como de 0,4 micrómetros a 1,1 micrómetros en el ejemplo anterior.

El peso o la masa del objetivo 700 es una consideración importante. En algunas implementaciones, el objetivo está en contacto mecánico con el ojo del paciente. Como tal, ejerce presión en el ojo. Esta presión puede deformar el ojo con respecto a su configuración relajada, haciendo que sea más difícil seleccionar objetivos y dirigir el haz de láser quirúrgico de una manera precisa.

Además, si el paciente se mueve durante el procedimiento quirúrgico, puede ser preferible que el objetivo pueda moverse con la menor resistencia en respuesta al movimiento del paciente. Aunque el peso del objetivo puede equilibrarse estáticamente con un sistema de resortes o contrapeso, estas medidas pueden no reducir las fuerzas dinámicas o de inercia. De hecho, estas fuerzas pueden aumentarse por tales medidas. Todas estas consideraciones apuntan hacia la utilidad de reducir el peso o la masa del objetivo 700.

Hay numerosas maneras de identificar fuerzas críticas y masas de objetivo correspondientes en relación con procedimientos quirúrgicos del ojo. Se publicó una revisión de diversos impactos en el ojo, por ejemplo, en Determination of Significant Parameters for Eye Injury Risk from Projectiles; Duma SM, Ng TP, Kennedy EA, Stitzel JD, Herring IP, Kuhn F. J Trauma. Octubre de 2005; 59(4):960-4. Este artículo examinó objetos que impactan en un ojo y proporcionó valores de energía críticos de los objetos de impacto, que corresponden a (i) tipos diferentes de daño al ojo, incluyendo lesiones menores tal como abrasiones de córnea, moderadas como dislocaciones de cristalino, y lesiones graves como daño retinal. El artículo también asignó una probabilidad de lesión, desde (ii) baja, que representa una posibilidad de escaso porcentaje, a media, que representa una posibilidad de aproximadamente un 50%, a alta, que se refiere a una lesión casi segura. El artículo clasificó además (iii) los escenarios de impacto según la forma del objeto de impacto, categorizándolos según la energía de impacto total y la energía de impacto normalizada por el área de impacto.

Estos resultados pueden aplicarse al caso específico de cirugía ocular investigando la lesión de impacto posiblemente más alta, provocada por una rotura total del sistema de soporte mecánico del objetivo 700. Una rotura de este tipo puede dar como resultado una caída libre de todo el objetivo 700 a través de una trayectoria vertical típica de 20-25 mm, transfiriendo toda la energía del objetivo al propio ojo. Pueden calcularse masas críticas a partir de los valores de energía críticos publicados que modelizan la caída libre del objetivo según principios físicos conocidos.

Una trayectoria vertical de esta longitud puede surgir de los siguientes principios de diseño. El objetivo 700 puede montarse en una fase de deslizamiento vertical para proporcionar una sujeción segura y fiable del sistema de suministro de láser 1 mediante un soporte en el ojo. Tales diseños reducen los requisitos de precisión y fuerza del soporte porque el soporte vertical aloja el objetivo 700 que va a estar situado dentro del rango de desplazamiento vertical. Además, una vez que el ojo está sujeto, estos diseños permiten que el ojo se mueva verticalmente en relación con la fuente 100 de láser sin romper el acoplamiento del sistema de suministro de láser 1 al ojo. Estos movimientos pueden producirse debido a un movimiento del paciente o movimiento de la cama quirúrgica. Un intervalo de desplazamiento vertical de 20 a 25 mm del objetivo 700 mitiga de manera eficaz y de manera segura las fuerzas de soporte y el movimiento de paciente dentro de este intervalo.

Finalmente, (iv) una consideración de diseño también influye en las masas críticas en el sentido de que la masa ("óptica") de los elementos ópticos del objetivo 700, tal como las lentes de vidrio solas en los grupos de lentes de objetivo definen una unión inferior en la masa de todo el objetivo, puesto que hay numerosas maneras de reducir la masa del alojamiento y los sistemas de control del objetivo, aunque es mucho más difícil reducir la masa de las lentes. En los presentes sistemas, la masa total del objetivo puede ser dos-tres veces la masa "óptica" de las lentes solas.

Algunos de estos criterios producen definiciones más precisas de masas críticas, otros sólo una ligera dependencia cruzada, sin que se presten a una definición precisa.

A partir de todas las combinaciones posibles de las clasificaciones (i)-(iv) anteriores, pueden identificarse cuatro definiciones relativamente precisas y significativas de masas críticas MC tal como sigue:

- (1) MC1 ~ 400 gramos: los objetivos con masas $M < MC1$ no plantean esencialmente ningún riesgo de lesión para un paciente incluso en el peor de los escenarios de rotura;
- (2) MC2 ~ 750 gramos: las masas en el régimen $MC1 < M < MC2$ pueden presentar una posibilidad mayor de un 10% de provocar alguna abrasión de córnea a través de la energía de impacto total;
- (3) MC3 ~ 1.300-1.400 gramos: las masas en el régimen $MC2 < M < MC3$ pueden presentar una posibilidad de un 50% de provocar abrasiones de córnea en cualquier escenario de impacto; y finalmente
- (4) MC4 ~ 3.300 gramos: las masas en el intervalo de $MC3 < M < MC4$ en algunos escenarios de impacto pueden provocar una abrasión de córnea casi segura, y pueden desarrollar una posibilidad distinta de cero de lesiones de gravedad media o peor.

Naturalmente, todas estas probabilidades deben multiplicarse por la pequeña probabilidad de la rotura total del sistema de soporte mecánico del objetivo que se produce actualmente. Sin embargo, en aplicaciones oftálmicas es necesario que se tomen medidas extremas para evitar todos los escenarios de lesión imaginables, aunque sean poco probables, haciendo que las masas críticas anteriores sean relevantes.

Por tanto, las consideraciones anteriores identifican cuatro masas críticas según criterios claros, con respecto a las masas total y óptica del objetivo 700. Por consiguiente, las formas de realización del objetivo 700 en las que el proceso de diseño consigue reducir la masa de objetivo por debajo de una cualquiera de las masas críticas anteriores MC4,... , MC1, ofrecen posibilidades cualitativamente mejores de procedimientos quirúrgicos seguros.

Los objetivos existentes para láseres oftálmicos de femtosegundos presentan una masa superior a 5000 gramos, considerablemente superior incluso a la más grande de estas cuatro masas críticas. Una excepción es la solicitud de patente US 20030053219 de Manzi, que describe un sistema de lentes en el que la masa óptica de las lentes solas es de aproximadamente 1000 gramos, conduciendo posiblemente a una masa total de 2.000-3.000 gramos. Aunque el diseño de Manzi es más ligero que otros objetivos existentes, es todavía bastante grande. Esto se debe principalmente a un escáner Z que es una parte integral del objetivo puesto que los elementos de lente dentro del objetivo se utilizan para un control de foco Z. Manzi requiere una masa adicional para el alojamiento para el alojamiento mecanizado de precisión, para una guía lineal de precisión para las lentes, y para un servomotor, aumentando todos la masa total hasta valores de vuelta a por encima de los 5000 gramos.

En cambio, una masa de diversas formas de realización del objetivo 700 puede encontrarse en cualquiera de los cuatro intervalos de masa anteriores: 0-400 gramos, 400-750 gramos, 750-1.350 gramos y 1.350-3.300 gramos. La masa puede ser la masa o bien óptica o bien total. Por ejemplo, las lentes en una implementación del objetivo 700 pueden presentar una masa de menos de 130 gramos. Es factible montar estas lentes en un alojamiento de metal de precisión para una masa de conjunto total de 400 gramos.

Las formas de realización del objetivo 700 consiguen una reducción de masa notable de este tipo hasta menos de 400 gramos, 750 gramos, 1.350 gramos y 3.300 gramos eliminando la funcionalidad de escaneo Z en el escáner Z 450 separado, alojándolo en un alojamiento funcional o mecánico separado. En este caso, el término "alojamiento funcional o mecánico" se refiere al hecho de que las consideraciones de diseño no funcionales, globales pueden dar como resultado disponer el escáner Z 450 separado en el mismo depósito general que el objetivo 700, pero un depósito general de este tipo no cumple una función óptica o fin mecánico.

En algunas formas de realización, una masa del objetivo 700 puede reducirse en un porcentaje P(masa) en comparación con objetivos análogos, que realizan por lo menos algunas de las funcionalidades de escaneo Z dinámicas ajustando una característica óptica del objetivo 700. Tal característica puede que ser el escáner Z 450 entero esté integrado en el objetivo 700, o que el bloque de expansor de haz móvil 500 esté integrado en el objetivo 700, o que una o más lentes de escaneo móviles estén integradas en el objetivo 700. P(masa) puede ser un 10%, un 50% o un 100%.

Otro aspecto relacionado del objetivo 700 y el diseño correspondiente del sistema de láser quirúrgico 1 se ha descrito en relación con la figura 14, en el que se ha mostrado que las formas de realización del escáner Z 450 pueden enfocar el haz de láser escaneado XYZ sobre el punto de pivote PP(O) de entrada del objetivo. Las formas de realización, que presentan el punto de pivote PP(O) de entrada dentro del objetivo 700, presentan un radio de haz r_b muy reducido por una gran fracción de la trayectoria óptica, cuando el haz converge hacia este punto de pivote PP(O) interno. A su vez, puede controlarse un haz con un radio de haz r_b reducido mediante lentes pequeñas, dando como resultado una reducción significativa de la masa global del objetivo 700.

Una implementación del objetivo 700 según los conocimientos de diseño anteriores se resume en la tabla 10 y se ilustra en la figura 15. Las implementaciones del objetivo 700 incluyen un primer grupo de lentes, para recibir el haz de láser pulsado quirúrgico desde el escáner Z 450, y un segundo grupo de lentes, para recibir el haz de láser pulsado quirúrgico desde el primer grupo de lentes y para enfocar el haz de láser quirúrgico sobre una región objetivo.

La tabla 10 ilustra el objetivo 700 de la figura 15 en más detalle a través de las superficies 1 a 16. El objetivo 700 presenta nueve lentes L1 a L9 y superficies de contacto con la superficie de contacto de paciente 800 a través de la superficie 17. Como antes, los paréntesis indican los intervalos que pueden adoptar los parámetros correspondientes. (Las superficies 1 y 2 definen un doblete de lentes L1/L2 y las superficies 8 y 9 definen un doblete de lentes L5/L6, por tanto, la superficie 16 en lugar de la 18.)

Tabla 10

Superficie	Curvatura [1/m]	Distancia [mm]	Índice de refracción n
1	(-1,5, 4,5)	(1, 6)	(1,7, 1,9)
2	(7,8, 45)	(6,4, 13)	(1,56, 1,8)
3	(-4,2, 3,2)	(0, 3,2)	1
4	(22, 36)	(10,5, 14)	(1,47, 1,62)
5	(-10, 5)	(0, 6,8)	1
6	(-27,2, -12,6)	(8,0, 11,6)	(1,58, 1,63)
7	(-30,3, 2,5)	(0, 6,7)	1
8	(-3,1, 18,9)	(4,0, 8,3)	(1,65, 1,76)

ES 2 594 702 T3

Superficie	Curvatura [1/m]	Distancia [mm]	Índice de refracción n
9	(40,7, 72)	(8,2, 17,9)	(1,57, 1,69)
10	(-28,3, -22,1)	(0, 3)	1
11	(-37,8, -17,6)	(3,0, 26)	(1,70, 1,86)
12	(-6,3, 14,0)	(0, 3,0)	1
13	(37,9, 65)	(12,0, 22,3)	(1,54, 1,72)
14	(-15,4, 5,2)	(0, 6,5)	1
15	(-55,1, -21,6)	(2,0, 4,7)	(1,56, 1,85)
16	(11,4, 26,8)	(0, 2,0)	1
17	(-60,0, 0)	(1,0, 1,5)	(1,47, 1,54)

En otras implementaciones, puede utilizarse un número diferente de lentes con intervalos de parámetro diferentes, que satisfacen las consideraciones de diseño anteriores comparablemente bien.

- 5 En algunas implementaciones, el objetivo 700 puede describirse en términos de grupos de lentes. Por ejemplo, el objetivo 700 puede incluir un primer grupo de lentes, para recibir el haz de láser escaneado XYZ del escáner Z 450, y un segundo grupo de lentes, para recibir un haz de láser del primer grupo de lentes. El segundo grupo de lentes puede incluir una primera lente con un índice de refracción en el intervalo comprendido entre 1,54 y 1,72, una superficie de entrada con una curvatura en el intervalo comprendido entre 37,9 y 65 1/m y una superficie de salida con una curvatura en el intervalo comprendido entre -15,4 y 5,2 1/m. Además, el segundo grupo de lentes también puede incluir una segunda lente, separada de la primera lente mediante una distancia en el intervalo comprendido entre 0 y 6,5 mm, con un índice de refracción en el intervalo comprendido entre 1,56 y 1,85, una superficie de entrada con una curvatura en el intervalo comprendido entre -55,1 y -21,8 1/m y una superficie de salida con una curvatura en el intervalo comprendido entre 11,4 y 26,8 1/m. El objetivo 700 puede emitir el haz de láser sobre la superficie de contacto de paciente 800 a través de la segunda lente.

En algunas implementaciones, una longitud focal eficaz del objetivo 700 es menor de 70 mm.

- 20 En algunas formas de realización, una distancia desde el objetivo 700 a la superficie de contacto de paciente 800 es menor de 20 mm.

En algunos diseños, una curvatura de un plano focal del sistema de suministro de láser 1 es mayor de 20 1/m.

- 25 También pueden crearse numerosas implementaciones adicionales del objetivo 700 y todo el sistema de láser quirúrgico 1 para adherir al diseño principios expresados por toda esta solicitud utilizando paquetes de software de diseño óptico disponibles comercialmente tales como Zemax de Zemax Development Corporation o Code V de Optical Research Associates.

6. Rendimiento óptico de sistema global

- 30 En las diversas implementaciones, los parámetros de los subsistemas precompensador 200, escáner XY 300, escáner Z 450 y objetivo 700 pueden optimizarse de una manera interdependiente de modo que el rendimiento óptico del sistema de suministro de láser 1 global puede presentar propiedades que son útiles únicamente para, por ejemplo, aplicaciones quirúrgicas oftálmicas.

- 35 Las tablas 11A a 11B resumen el rendimiento óptico del sistema de suministro de láser 1 global en una primera y una segunda implementación en términos de la apertura numérica NA y el cociente de Strehl S . El rendimiento óptico se caracteriza de nuevo en los puntos de referencia, en analogía con los puntos de referencia P1,... P5 anteriores. Las tablas 11A a 11B muestran el rendimiento óptico del sistema de suministro de láser 1 con sus componentes en las configuraciones A, B, C y D, suministrando el haz de láser al centro de la córnea (A), la periferia de la córnea (B), el centro del cristalino (C) y la periferia del cristalino (D), respectivamente. Estos puntos de referencia representan un gran volumen quirúrgico, asociado con el desafío de realizar la cirugía oftálmica en el cristalino.

- 45 Las tablas 11A a 11B muestran las coordenadas radiales de los puntos de referencia que presentan valores específicos. Sin embargo, en otras formas de realización, NA y S adoptan valores en los mismos intervalos respectivos "alrededor de" estas coordenadas radiales específicas. En algunos casos el término "alrededor de" se refiere a un intervalo de coordenadas radiales dentro del porcentaje $P(\text{radial})$ de los valores de coordenadas radiales mostrados, donde $P(\text{radial})$ puede ser uno del 10%, el 20% y el 30%. Por ejemplo, los puntos que presentan una coordenada radial z en el intervalo de 7,2 mm y 8,8 mm están dentro de $P(\text{radial}) = 10\%$ de proximidad de la coordenada radial $z=8,0$ mm del punto de referencia "cristalino, centro".

- 55 Además, en algunas formas de realización, NA y S se encuentran en sólo uno de sus tres intervalos respectivos enumerados para las configuraciones B, C y D. En algunas formas de realización adicionales, NA y S se encuentran en dos de sus tres intervalos respectivos, enumerados para las configuraciones B, C, y D en las tablas 11A a 11B.

ES 2 594 702 T3

De manera visible, el sistema de suministro de láser descrito está bien corregido para esencialmente un rendimiento óptico de difracción limitada por todo el volumen de cirugía de cristalino.

Tabla 11A

Configuración	Tejido, ubicación	Profundidad z [mm]	Radio r [mm]	Apertura numérica NA	Cociente de Strehl S
A	Córnea, centro	0,3	0	(0,25, 0,40)	(0,90, 1,0)
B	Córnea, periferia	0,3	6,2	(0,25, 0,40)	(0,90, 1,0)
C	Cristalino, centro	8	0	(0,15, 0,35)	(0,90, 1,0)
D	Cristalino, periferia	7,3	4	(0,15, 0,35)	(0,80, 1,0)

Tabla 11B

Configuración	Tejido, ubicación	Profundidad z [mm]	Radio r [mm]	Apertura numérica NA	Cociente de Strehl S
A	Córnea, centro	0,3	0	(0,30, 0,35)	(0,95, 1,0)
B	Córnea, periferia	0,3	6,2	(0,30, 0,35)	(0,90, 0,95)
C	Cristalino, centro	8	0	(0,20, 0,25)	(0,95, 1,0)
D	Cristalino, periferia	7,3	4	(0,20, 0,25)	(0,85, 0,90)

10 Diseños análogos, que presentan un cociente de Strehl S mayor de 0,8 pueden considerarse equivalentes a los diseños enumerados anteriormente, puesto que todos estos diseños se consideran sistemas de difracción limitada.

15 También pueden utilizarse otras medidas de aberración, tales como el radio de punto focal r_f además del cociente de Strehl S para caracterizar el rendimiento óptico global del sistema de suministro de láser 1. Puesto que grandes cocientes de Strehl combinados con grandes aperturas numéricas NA se traducen a radios de punto focal r_f pequeños; en todas las configuraciones A a D, el radio de punto focal r_f puede mantenerse inferior a 2 micrómetros en algunas implementaciones, en otras inferior a 4 micrómetros, todavía en otras inferior a 10 micrómetros en la región ocular objetivo.

20 Para caracterizar el rendimiento del sistema de suministro de láser de una manera más precisa, y para representar el impacto sustancial de la córnea y el cristalino sobre la propagación de haz, se han derivado los valores de NA y S de las tablas 11A a 11B diseñando el sistema incluyendo el ojo como parte integral del diseño óptico. En algunos diseños, el ojo se modeliza en su forma natural. En otros, se incluye un grado de aplanamiento del ojo para representar una condición quirúrgica auténtica.

25 La tabla 12 resume un modelo sencillo de los tejidos oculares relevantes, tal como se muestra por un ojo 850 humano como modelo en la figura 15. (La numeración de las superficies se ha elegido para continuar la numeración de la tabla 10, comenzando con la superficie 18, la superficie que conecta la superficie de contacto de paciente 800 con el tejido de córnea.) El tejido ocular puede modelizarse por una córnea de 0,6 mm de grosor (en la que se entra desde la superficie de contacto de paciente a través de la superficie 18 compartida), el humor acuoso (al que se entra desde la córnea a través de la superficie 19) y el cristalino (al que se entra desde el humor acuoso a través de la superficie 20). Las separaciones de las superficies oculares se tratan de manera similar a las separaciones de las superficies de lente 1 a 16.

Tabla 12

Superficie	Curvatura [1/m]	Distancia [mm]	Índice de refracción n
18	(-100, -80)	0,6	1,38
19	(-100, -80)	(2,0, 4,0)	1,34
20	(-100, -80)	(3,0, 5,0)	1,42

35 Se calcularon los valores de NA y S de las tablas 11A a 11B utilizando este modelo del tejido ocular. Modelos relacionados del ojo dan como resultado medidas de aberración comparables.

40 En un aspecto adicional separado, en algunas implementaciones del diseño óptico de todo el sistema de suministro de láser 1, puede simplificarse dejando algunas de las distorsiones y curvaturas de campo sin corregir por medios ópticos.

45 La figura 16 ilustra que en algunos sistemas, este principio de diseño haría que la precisión de posición del sistema quirúrgico fuera menos ventajosa. Los puntos cuadrados indican la posición del punto focal cuando el espejo del escáner XY 300 escanea en etapas de 1 grado y el escáner Z 450 escanea la profundidad focal Z moviendo el expansor de haz móvil 500 en etapas de 5 mm. De manera visible, el "plano focal", definido como las ubicaciones escaneadas XY del punto focal mientras se mantiene constante la profundidad focal Z, está curvado. En la periferia lateral, la profundidad de corte es más superficial, consistente con el comportamiento conocido de lentes con una curvatura de campo sin corregir.

De la misma manera, si los espejos del escáner XY 300 se mantienen fijos y el escáner Z 450 escanea la profundidad focal Z, cambia la posición lateral del punto focal. Complicando más el diseño, ni la posición XY lateral radial ni la profundidad focal Z presenta una dependencia lineal de las posiciones de escáner respectivas. En el plano XY estas distorsiones se denominan distorsiones en barrilete o en corsé. (En muchas implementaciones, la tercera coordenada, el ángulo acimutal del escáner XY 300 se transfiere sin cambio al ángulo acimutal de las posiciones focales y, por tanto, se suprimirán.)

La figura 17 ilustra cómo algunas implementaciones del sistema de suministro de láser 1 ofrecen nuevas soluciones computacionales a los desafíos descritos. Las coordenadas de escáner se proporcionan en coordenadas esféricas (ζ, χ, ϕ) , donde ζ es la posición del escáner Z 450, χ es un ángulo de inclinación del escáner XY 300 del eje óptico, y ϕ es el ángulo acimutal. Las posiciones de punto focal se proporcionan por las coordenadas focales cilíndricas (z, r, ϕ) , siendo z la profundidad focal Z, r la distancia radial desde el eje óptico y ϕ el ángulo acimutal.

El ángulo acimutal de la posición focal puede ser esencialmente el mismo que el ángulo acimutal de los escáneres y, por tanto, no se muestra. Las coordenadas de escáner XY y Z (ζ, χ) restantes pueden discretizarse dentro de sus intervalos de escaneo respectivos, definiendo una red de escaneo y una matriz de escáner correspondiente C_{ij} , definida como $C_{ij} = (\zeta_i, \chi_j)$. Si las coordenadas de escáner reales adoptan un valor (ζ_{i0}, χ_{j0}) , entonces la matriz de escaneo C_{ij} es 1 en este par $(i0, j0)$ particular y cero para todos los demás pares (i, j) .

De manera similar, las posiciones de punto focal pueden estar caracterizadas por una matriz focal bidimensional S_{kl} , donde S_{kl} se refiere a las coordenadas focales de profundidad Z y radiales discretizadas (z_k, r_l) . En términos de la matriz de escáner C_{ij} y la matriz focal S_{kl} , el rendimiento óptico del sistema de suministro de láser 1 puede caracterizarse con una matriz de transferencia tetradimensional T_{ijkl} , que expresa cómo las coordenadas de escáner (ζ_i, χ_j) se transforman en las coordenadas focales (z_k, r_l) en general: $S=TC$, o en detalle:

$$S_{kl} = \sum_{ij} T_{klij} C_{ij} \quad (5)$$

Aunque la matriz de transferencia T_{ijkl} representa una conexión lineal entre la matriz de escáner C_{ij} y la matriz focal S_{kl} , en algunas implementaciones adicionales puede existir una relación no lineal entre la matriz de escáner C_{ij} y la matriz focal S_{kl} . En esas implementaciones, la ecuación (5) se sustituye por una conexión no lineal.

El sistema de suministro de láser 1 puede estar diseñado para optimizar los elementos de la matriz de transferencia T mediante un seguimiento de rayo computacional, calibración física o una combinación de ambos. Se describe una implementación de un procedimiento de calibración física en la solicitud de patente US 20090131921, que podría utilizarse para un fin de este tipo.

Normalmente, la matriz de transferencia T es invertible y puede utilizarse para crear la matriz de transferencia inversa, T^{-1} , que conecta elementos de la matriz focal S_{kl} con la matriz de escáner C_{ij} .

Alternativamente, en algunas formas de realización la matriz de transferencia inversa T^{-1} puede determinarse directamente iniciando un proceso de diseño computacional con la matriz focal deseada S_{kl} en la región objetivo y utilizarse, por ejemplo, un seguimiento de rayo para reconstruir la matriz de escáner C_{ij} correspondiente.

Las figuras 17 a 18 ilustran tales relaciones. Estas figuras son nomogramas que ilustran a qué coordenada de escáner (ζ_i, χ_j) puede adaptarse el escáner XY 300 o el escáner Z 450 con el fin de enfocar el haz a las coordenadas focales (z_k, r_l) , mostradas en los ejes z y r.

La figura 17 muestra el ángulo de inclinación χ del escáner XY 300, correspondiente a las coordenadas focales (z, r) . Como ejemplo, para conseguir una profundidad Z de $z=6$ mm y una posición radial de $r=4$ mm, las líneas discontinuas indican que puede utilizarse un ángulo de inclinación de escáner XY de $\chi=6,4$ grados.

La figura 18 muestra que, para conseguir las mismas coordenadas focales $(z, r) = (4, 6)$, puede utilizarse una posición de escáner Z $\zeta=15,5$ mm. Desde el punto de vista computacional, los nomogramas pueden almacenarse en una memoria informática como tablas de consulta. Los valores entre coordenadas de consulta almacenadas pueden determinarse rápidamente mediante una interpolación cuadrática o lineal bidimensional.

El conocimiento de la matriz de transferencia T y su inversa T^{-1} permiten que las formas de realización del sistema de suministro de láser 1 corrijan las aberraciones de la figura 16 mediante procedimientos computacionales en lugar de procedimientos ópticos. Estas formas de realización pueden incluir un controlador computacional, que puede controlar por lo menos uno del escáner XY 300 y del escáner Z 450 para controlar una distorsión óptica del sistema de suministro de láser 1.

La figura 19 ilustra que, por ejemplo, si se desea un escaneo a lo largo de un patrón de escaneo con una distorsión óptica reducida en una región objetivo, por ejemplo a lo largo de un plano focal uniforme a una profundidad focal Z

predeterminada z , el controlador computacional puede realizar las etapas del siguiente procedimiento 900 de control computacional:

5 (910): recibir por lo menos uno de coordenadas focales (z_k, r_l) de entrada y elementos de una matriz focal S_{kl} que corresponden a un patrón de escaneo con una distorsión óptica reducida en la región objetivo;

10 (920): calcular, o recuperar de una memoria almacenada por lo menos uno de las coordenadas de escáner (ζ_i, χ_j) y los elementos de la matriz de escáner C_{ij} , que corresponden a las coordenadas focales (z_k, r_l) de entrada o elementos de la matriz focal S_{kl} , utilizando una matriz de transferencia inversa $(T^{-1})_{ijkl}$ predeterminada; y

15 (930): controlar por lo menos uno del escáner Z 450 y el escáner XY 300 según las coordenadas de escáner (ζ_i, χ_j) calculadas para escanear el punto focal según las coordenadas focales (z_k, r_l) de entrada o elementos de la matriz focal S_{kl} .

20 Los sistemas de suministro de láser que presentan un controlador computacional de este tipo pueden reducir una distorsión óptica en relación con los mismos sistemas de láser o similares sin tales controladores. El grado de reducción puede ser de hasta un 10% en algunas formas de realización, y de hasta un 30% en otras formas de realización.

La distorsión óptica reducida puede ser uno cualquiera de una aberración, una curvatura de campo, una distorsión en barrilete, una distorsión en corsé, un plano focal curvado y una línea de escaneo doblada, destinada a ser paralela al eje Z.

25 En algunas implementaciones, el controlador computacional realiza estas funciones conjuntamente con los otros bloques del sistema de suministro de láser, incluyendo el precompensador 200, el escáner XY 300, el escáner Z 450 y el objetivo 700, utilizando posiblemente cualquiera de sus características descritas anteriormente.

30 El número de posibles implementaciones análogas es muy grande, basándose en el principio de control computacional para reducir aberraciones ópticas. Por ejemplo, el controlador computacional en algunas formas de realización puede escanear el punto focal por un plano focal con una curvatura por debajo de una curvatura crítica. En algunas implementaciones adicionales, pueden escanearse superficies con formas predeterminadas con una operación apropiada del controlador computacional.

REIVINDICACIONES

1. Sistema de láser oftálmico para cirugía del segmento anterior del ojo, que comprende:

5 una fuente láser, para generar un haz de láser pulsado;
 un escáner XY (300), configurado
 para recibir el haz de láser pulsado; y
 10 para emitir un haz de escaneo XY, escaneado en dos direcciones esencialmente transversales a un eje óptico; y
 un escáner multifuncional Z (450), configurado
 15 para recibir el haz de escaneo XY;
 para emitir un haz de escaneo XYZ, que presenta una apertura numérica NA y un punto focal con una profundidad focal Z a lo largo del eje óptico en una región objetivo; y
 20 caracterizado por que el escáner multifuncional Z está configurado asimismo para modificar la apertura numérica NA a una apertura numérica predeterminada $NA(Z)$ en función de la profundidad focal Z .

2. Sistema de láser oftálmico según la reivindicación 1, en el que el escáner Z comprende:

25 un primer bloque de expansor de haz (400);
 un bloque de expansor de haz móvil (500); y
 un controlador óptico secundario.

3. Sistema de láser oftálmico según la reivindicación 1, en el que:

30 el haz de escaneo XYZ emitido presenta una aberración geométrica, una aberración por difracción y una aberración total, que es igual a una suma de la aberración geométrica y la aberración por difracción;
 35 la aberración total presenta un óptimo en función de la apertura numérica NA a una apertura numérica óptima $NA_{opt}(Z)$ para una profundidad focal Z ; y
 el escáner Z (450) es ajustable para modificar la apertura numérica NA a la apertura numérica óptima $NA_{opt}(z)$ a la profundidad focal Z .

4. Sistema de láser según la reivindicación 3, en el que:

40 la aberración total óptima corresponde a una medida de aberración óptima, en el que
 45 la medida de aberración óptima es un mínimo de uno de entre un radio de punto focal r_f , un error RMS del frente de onda ω y un coeficiente a_{40} de aberración esférica o un máximo de un cociente de Strehl S .

5. Sistema de láser oftálmico según la reivindicación 4, en el que:

50 la medida de aberración óptima corresponde a uno de entre cinco puntos de referencia $P1=(0,0)$, $P2=(2,6)$, $P3=(5,0)$, $P4=(8,0)$, $P5=(8,3)$ en unas ubicaciones (z, r) , todos en milímetros, a cualquier ángulo acimutal ϕ , en el que
 55 z indica una distancia a lo largo del eje óptico y r indica la coordenada cilíndrica radial correspondiente, y el $(0,0)$ del sistema de coordenadas cilíndricas indica un punto central y frontal de la región objetivo.

6. Sistema de láser oftálmico según la reivindicación 1, en el que:

60 el haz de escaneo XYZ emitido presenta una aberración geométrica, una aberración por difracción y una aberración total, que es igual a una suma de la aberración geométrica y la aberración por difracción; y
 la apertura numérica NA es ajustable para reducir, a una profundidad focal Z , la aberración total del sistema de láser en por lo menos un porcentaje $P(\text{expansor móvil})$ con respecto a una aberración total de un sistema de láser análogo que presenta un escáner Z con una apertura numérica NA no ajustable; en el que
 65 el porcentaje $P(\text{expansor móvil})$ es uno de entre el 20%, el 30%, el 40% y el 50%.

7. Sistema de láser oftálmico según la reivindicación 6, en el que:
- 5 la aberración total está caracterizada por una medida de aberración, siendo la medida de aberración una de entre un radio de punto focal r_f , un error RMS del frente de onda ω , y un coeficiente a_{40} de aberración esférica.
8. Sistema de láser oftálmico según la reivindicación 6, en el que:
- 10 la medida de aberración correspondiente a uno de entre cinco puntos de referencia P1=(0,0), P2=(2,6), P3=(5,0), P4=(8,0), P5=(8,3), en unas ubicaciones (z, r), todos en milímetros, a cualquier ángulo acimutal ϕ , en el que
- z indica una distancia a lo largo del eje óptico y r indica la coordenada cilíndrica correspondiente; y el (0,0) del sistema de coordenadas cilíndricas indica un punto central y frontal de la región objetivo.
- 15 9. Sistema de láser oftálmico según la reivindicación 1, en el que:
- el haz de escaneo XYZ emitido presenta una aberración geométrica, una aberración por difracción y una aberración total, que es igual a una suma de la aberración geométrica y la aberración por difracción; y
- 20 la apertura numérica NA puede ser ajustada para aumentar, a una profundidad focal Z, un cociente de Strehl S correspondiente a la aberración total del sistema de láser en por lo menos un porcentaje $P(\text{expansor móvil})$ mayor que el cociente de Strehl S de un sistema de láser, en el que el escáner Z no presenta una apertura numérica ajustable NA; en el que
- 25 el porcentaje $P(\text{expansor móvil})$ es uno de entre el 20%, el 30%, el 40% y el 50%.
10. Sistema de láser oftálmico según la reivindicación 1, en el que:
- 30 el haz de escaneo XYZ emitido presenta una aberración geométrica, una aberración por difracción y una aberración total, que es igual a una suma de la aberración geométrica y la aberración por difracción; y
- la apertura numérica NA puede ser ajustada para aumentar, a una profundidad focal Z, un cociente de Strehl S correspondiente a la aberración total a un valor superior a 0,8, en el que
- 35 el cociente de Strehl S de un sistema de láser análogo, que solo difiere en que presenta el escáner Z sin una apertura numérica ajustable NA, es inferior a 0,8.
11. Sistema de láser oftálmico según la reivindicación 10, en el que:
- 40 el cociente de Strehl S corresponde a uno de entre cinco puntos de referencia P1=(0,0), P2=(2,6), P3=(5,0), P4=(8,0), P5=(8,3), en unas ubicaciones (z, r), todos en milímetros, a cualquier ángulo acimutal ϕ , en el que
- z indica una distancia a lo largo del eje óptico y r indica la coordenada cilíndrica correspondiente, y el (0,0) del sistema de coordenadas cilíndricas indica un punto central y frontal de la región objetivo.
- 45 12. Sistema de láser oftálmico según la reivindicación 1, en el que:
- el escáner Z (450) está configurado para escanear una profundidad focal Z del sistema de láser dentro de un intervalo de escaneo Z, en el que el intervalo de escaneo Z es uno de entre 5 milímetros y 10 milímetros y de
- 50 entre 0 milímetros y 15 milímetros.
13. Sistema de láser oftálmico según la reivindicación 1, en el que:
- 55 el haz de escaneo XYZ emitido presenta una aberración geométrica y una aberración por difracción; y
- una aberración total, que es igual a una suma de la aberración geométrica y la aberración por difracción;
- presentando la aberración total una secuencia de valores de aberración total óptima en una secuencia de aperturas numéricas óptimas $NA_{opt}(z)$ correspondientes a una secuencia de profundidades focales Z;
- 60 en el que el escáner Z (450) puede ser ajustado para modificar la apertura numérica NA a la secuencia de las aperturas numéricas óptimas $NA_{opt}(z)$ en la secuencia de profundidades focales Z.
14. Sistema de láser oftálmico según la reivindicación 13, en el que:
- 65 la aberración está caracterizada por una medida de aberración, siendo la medida de aberración una de entre un

radio de punto focal r_f , un cociente de Strehl S , un RMS frente de onda ω , y un coeficiente a_{40} de aberración esférica, correspondiente a la secuencia de profundidades focales Z .

5 15. Sistema de láser oftálmico según la reivindicación 1, en el que:

el haz de escaneo XYZ emitido presenta una aberración geométrica y una aberración por difracción y una aberración total, que es igual a una suma de la aberración geométrica y la aberración por difracción;

10 en el que la apertura numérica NA puede ser ajustada a una secuencia de aperturas numéricas $NA(z)$ en una secuencia de profundidades focales Z para reducir una aberración total representativa en por lo menos un porcentaje $P(\text{escáner})$ con respecto a unos sistemas de láser análogos, en los que el escáner Z (450) no presenta una apertura numérica ajustable NA .

15 16. Sistema de láser oftálmico según la reivindicación 15, en el que:

el porcentaje $P(\text{escáner})$ es uno de entre el 20%, el 30%, el 40% y el 50%.

20 17. Sistema de láser oftálmico según la reivindicación 1, que comprende:

un accionador,
un controlador ajustable, controlado mediante el accionador, estando el controlador configurado

25 para controlar la profundidad focal Z , y
para ajustar la apertura numérica NA a un valor predeterminado $NA(Z)$ a lo largo de un escáner Z .

30 18. Sistema de láser oftálmico según la reivindicación 17, en el que:

la $NA(Z)$ predeterminada corresponde a una apertura numérica óptima $NA_{opt}(Z)$, en la que una aberración total presenta un óptimo en función de la apertura numérica NA a $NA_{opt}(Z)$ para una profundidad focal Z .

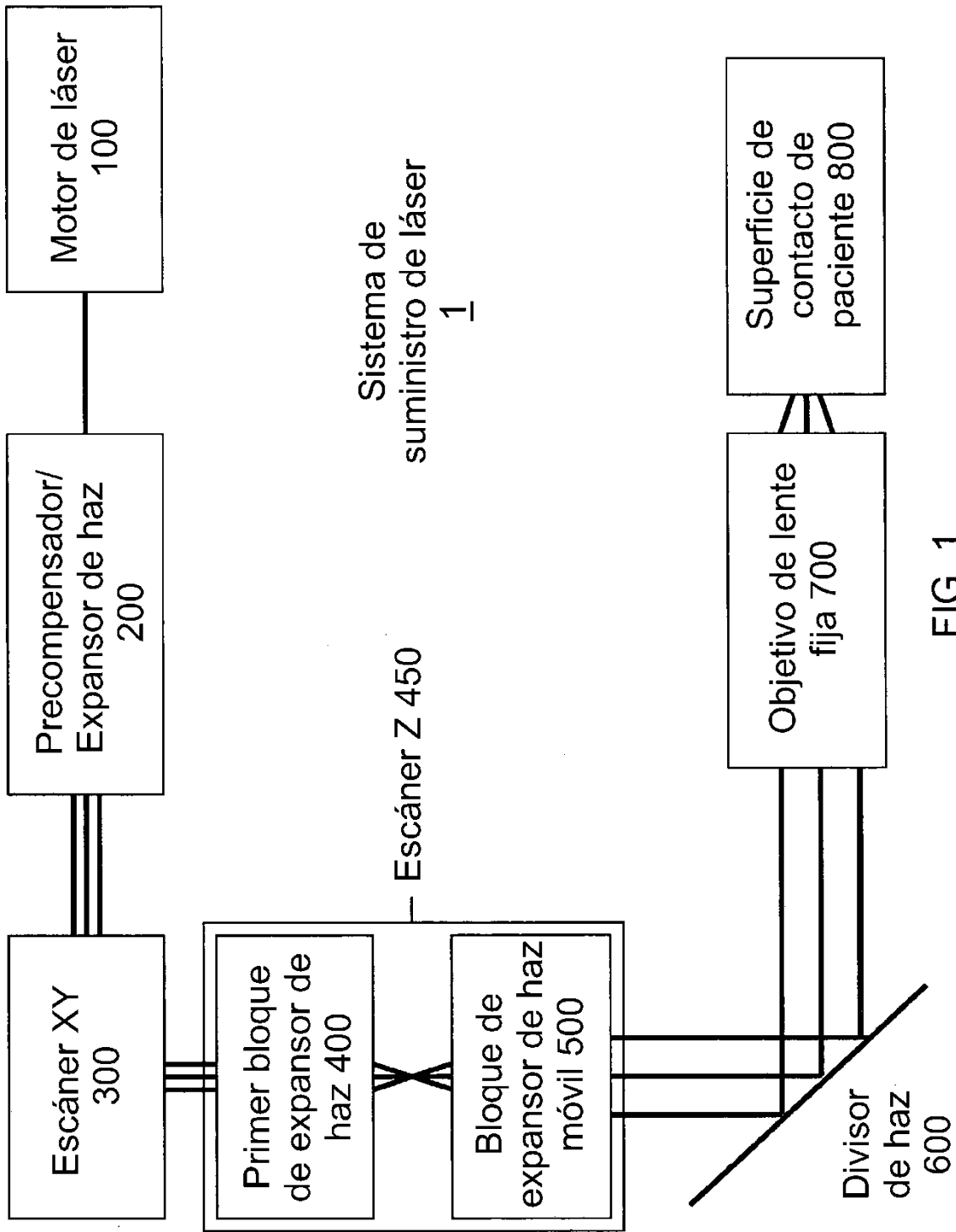


FIG. 1

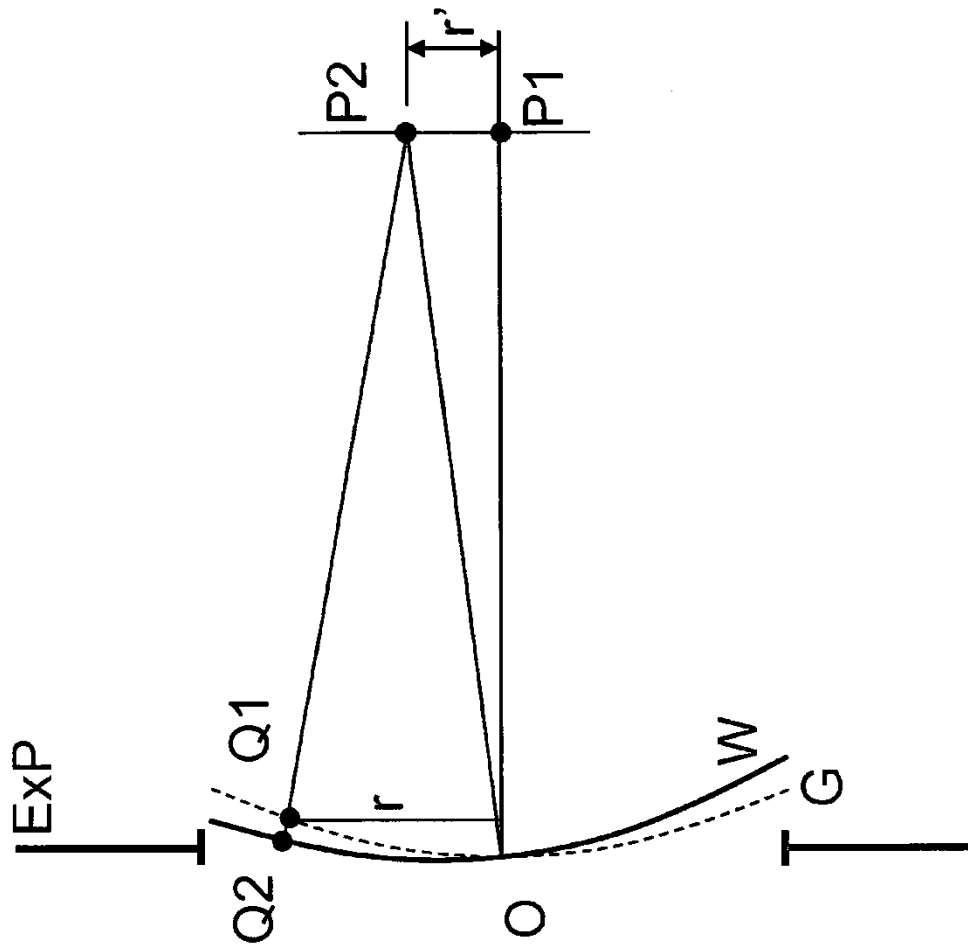


FIG. 2

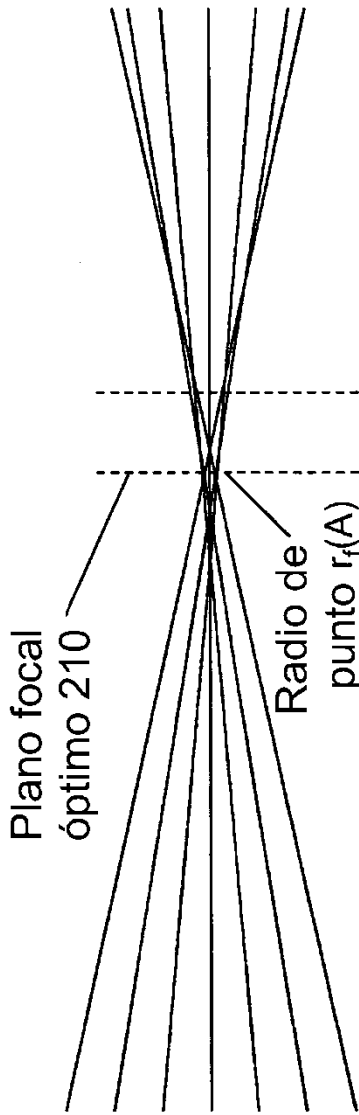


FIG. 3A

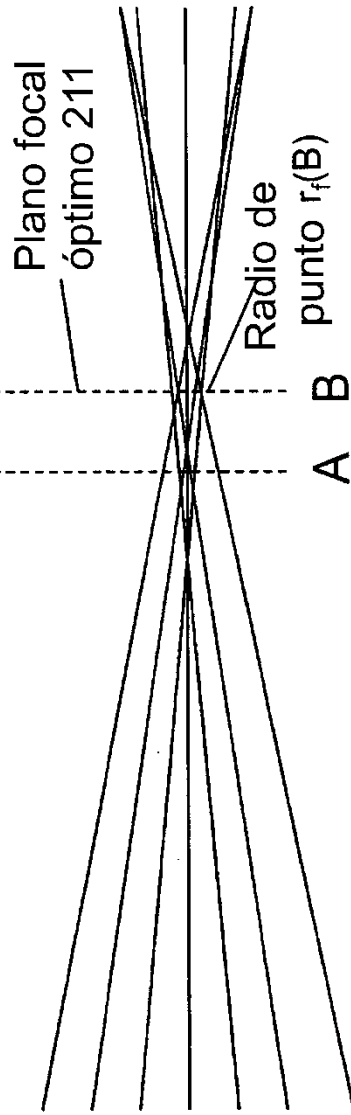
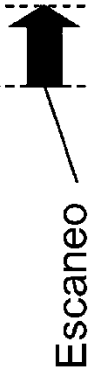


FIG. 3B

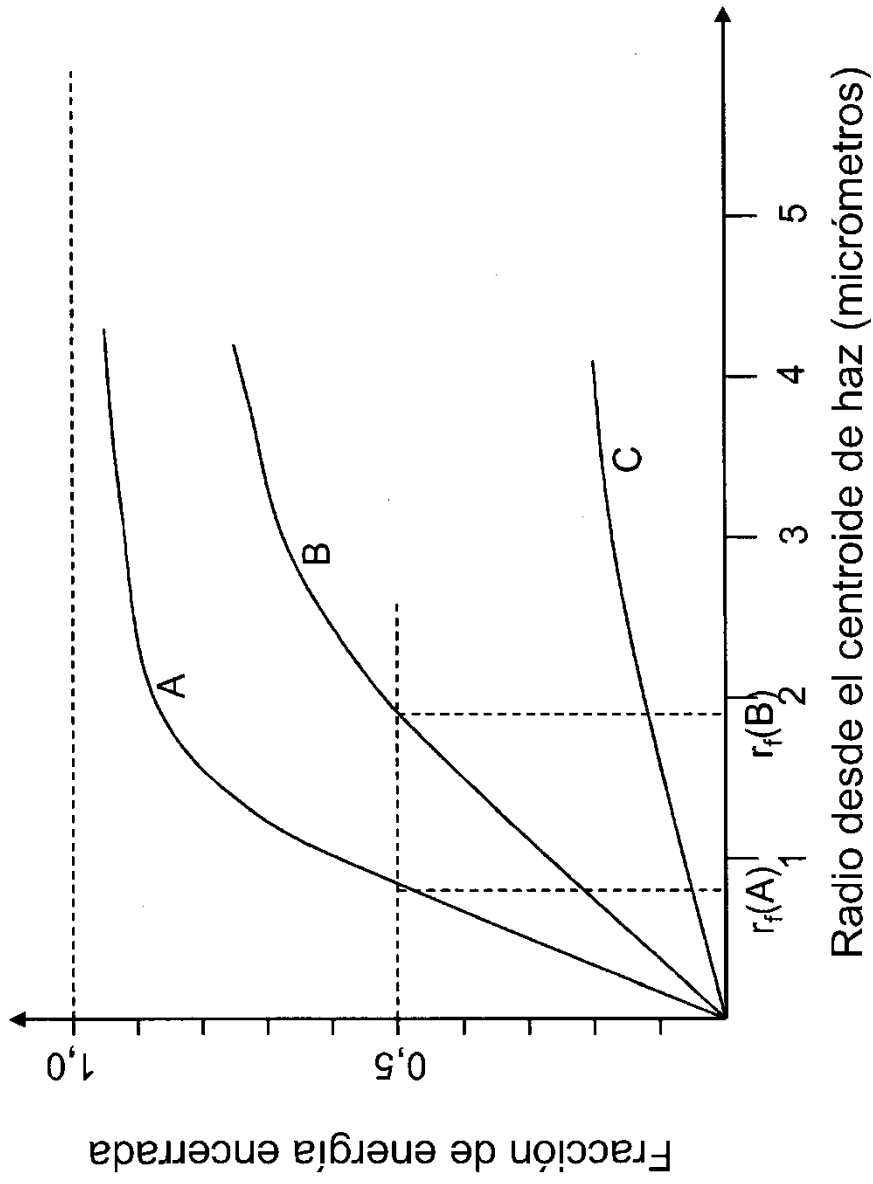


FIG. 3C

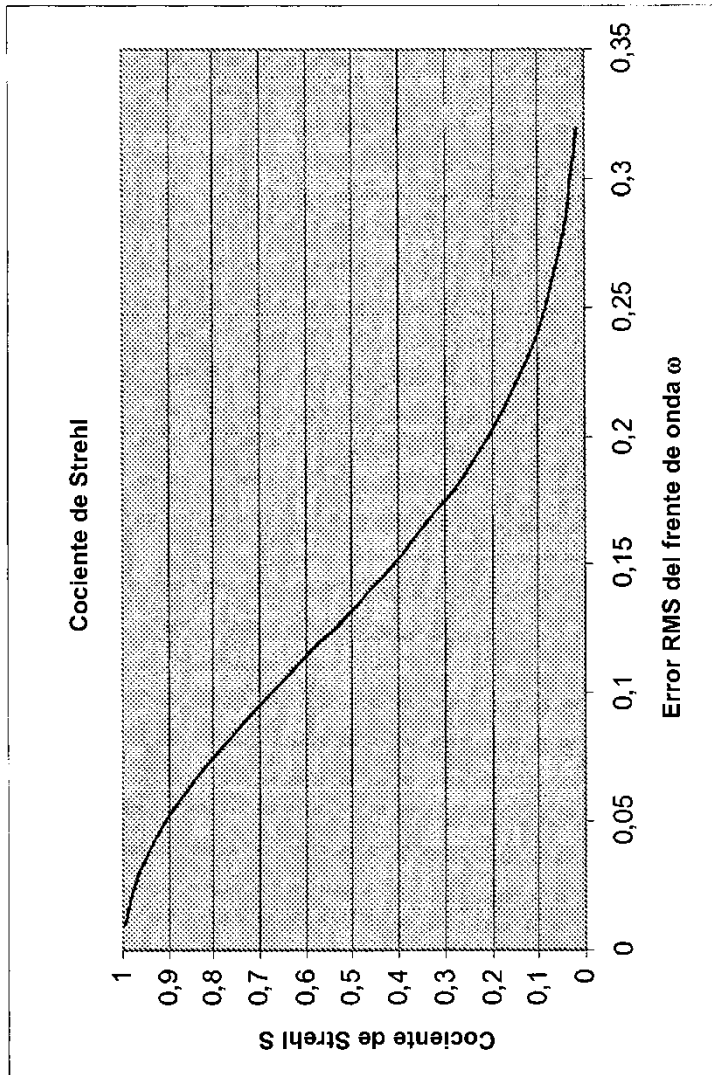


FIG. 4

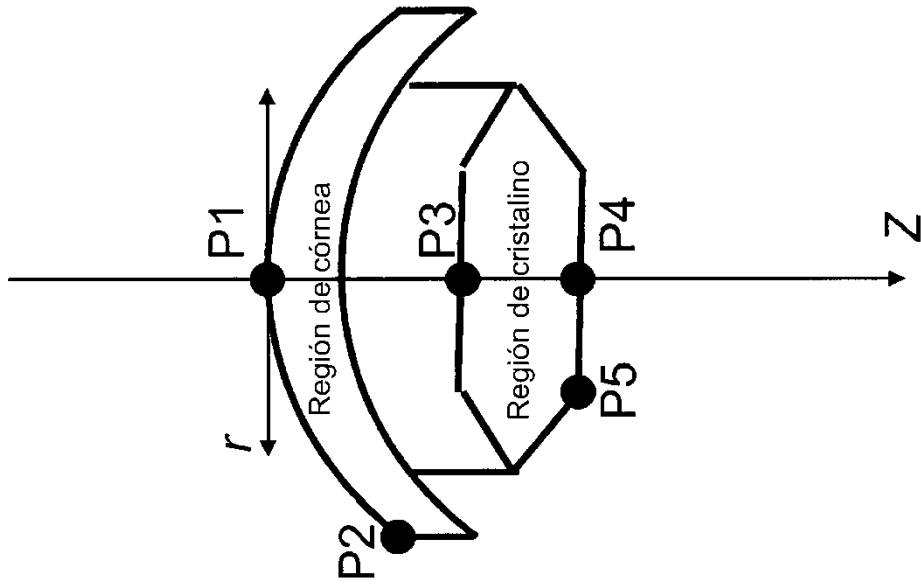


FIG. 5

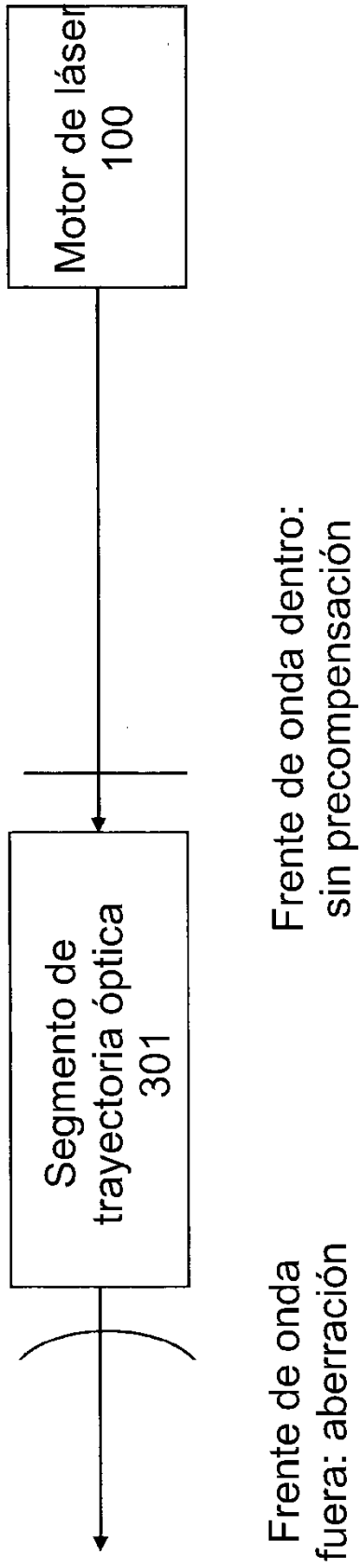


FIG. 6A

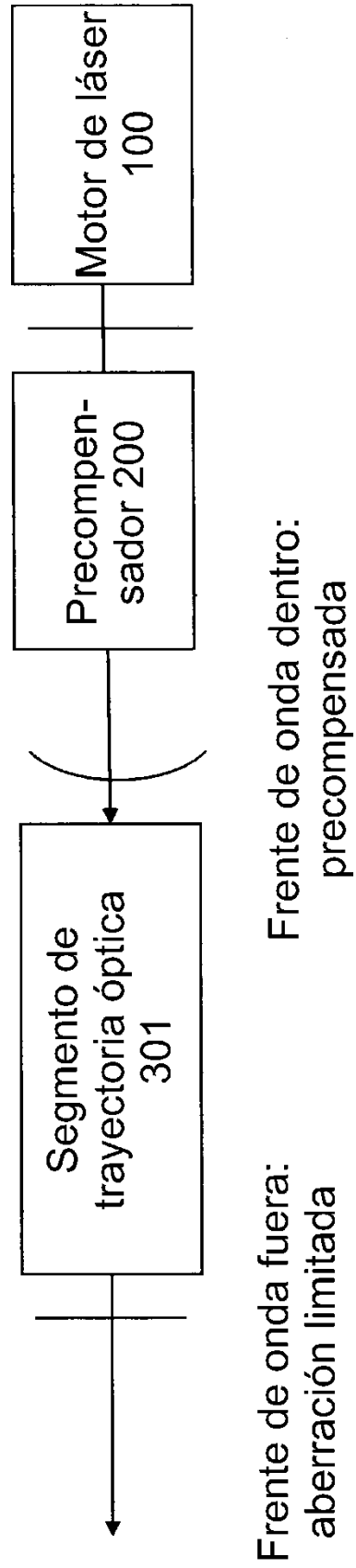


FIG. 6B

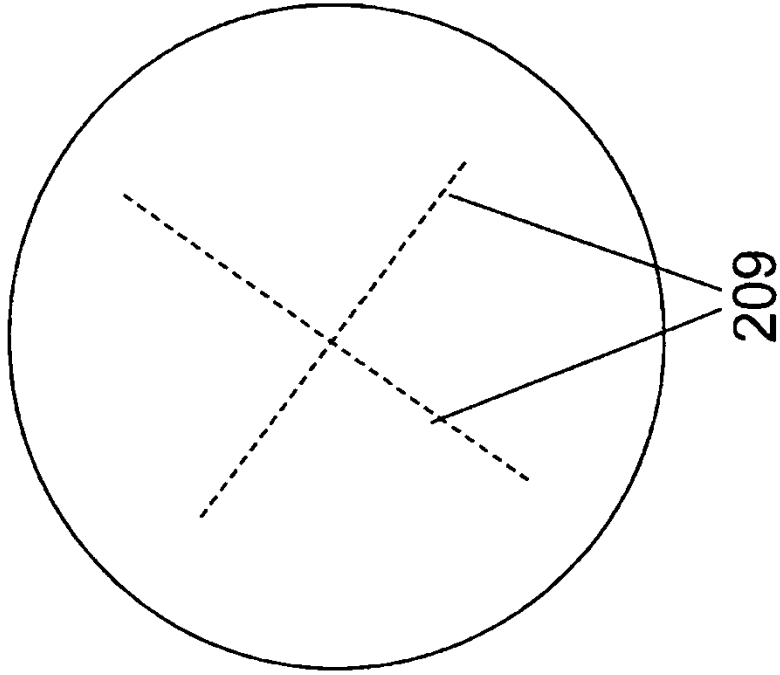


FIG. 7A

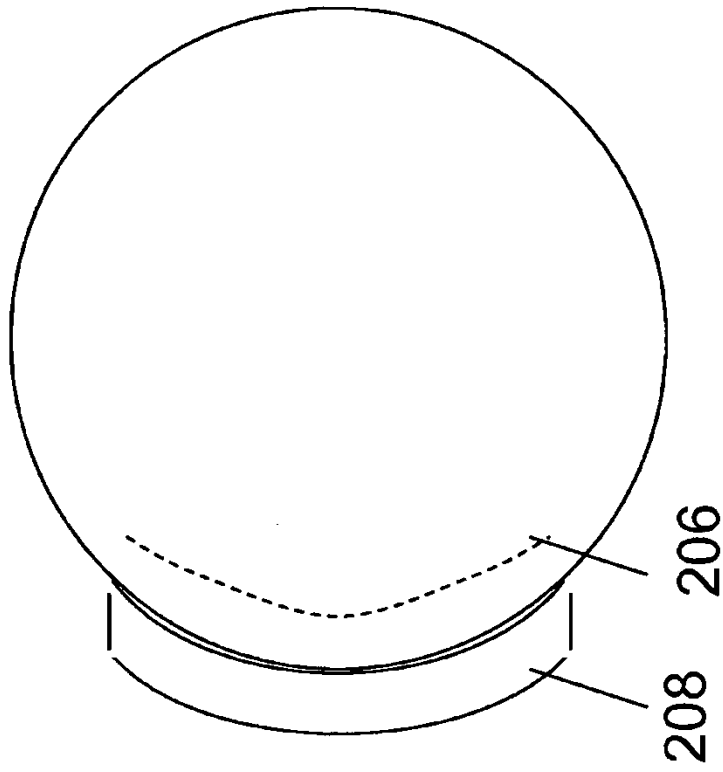


FIG. 7B

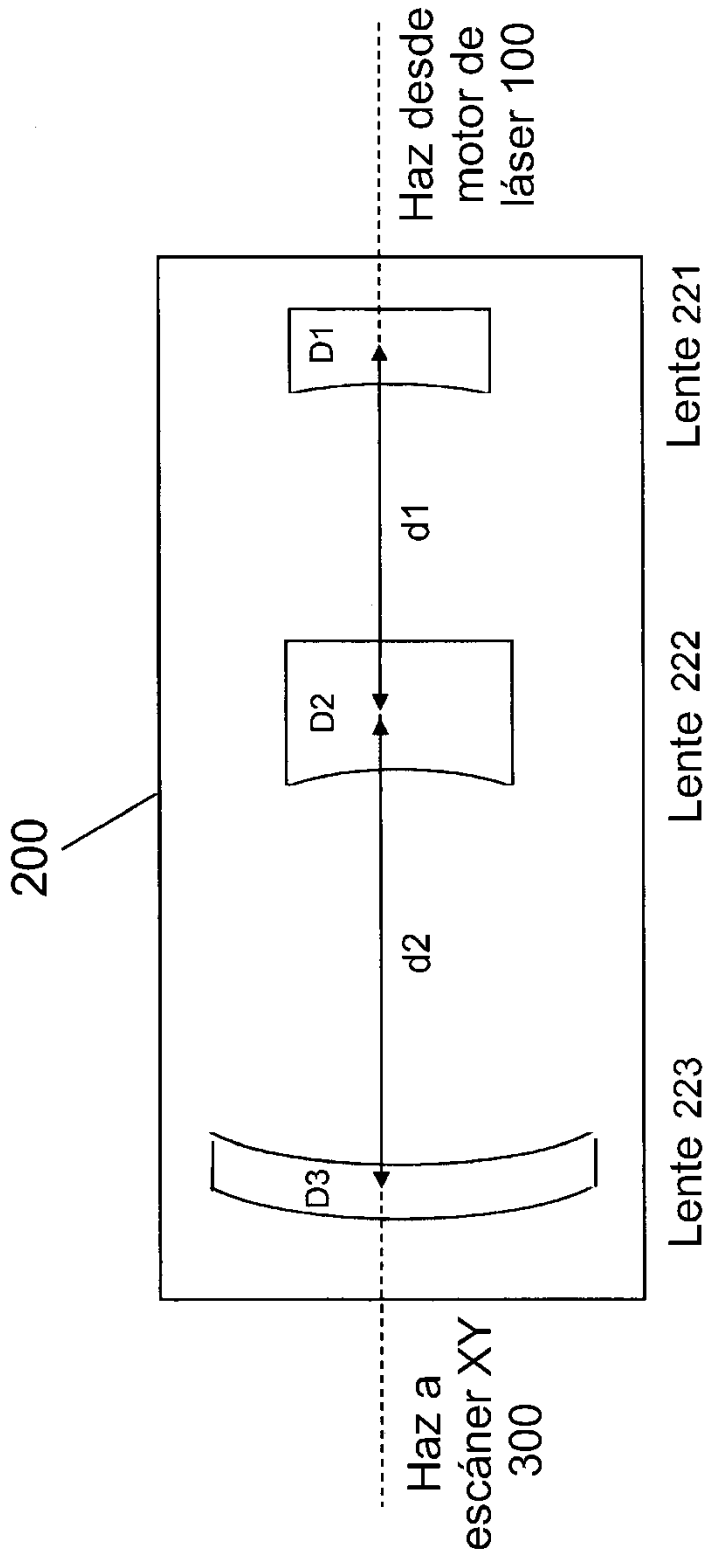


FIG. 8A

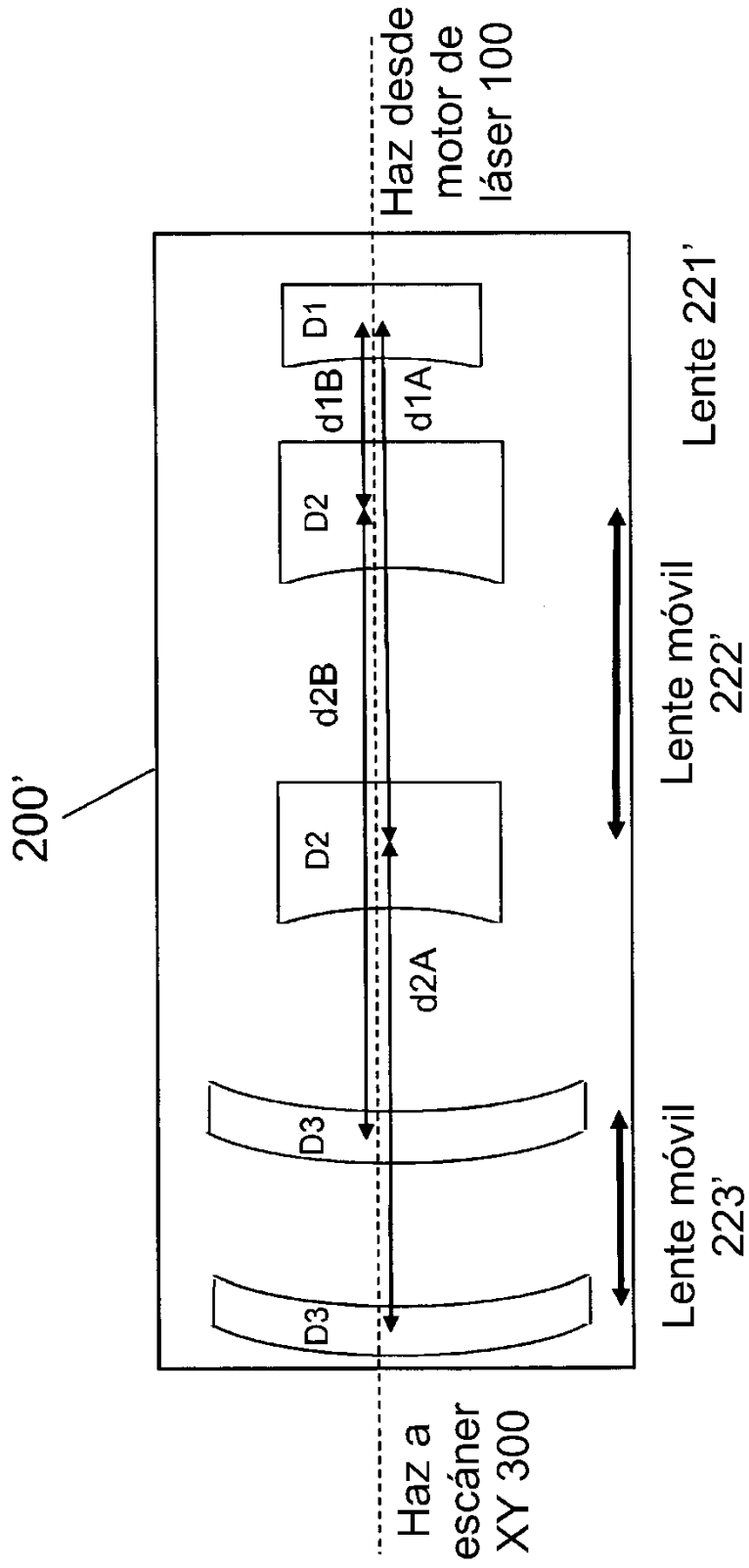


FIG. 8B

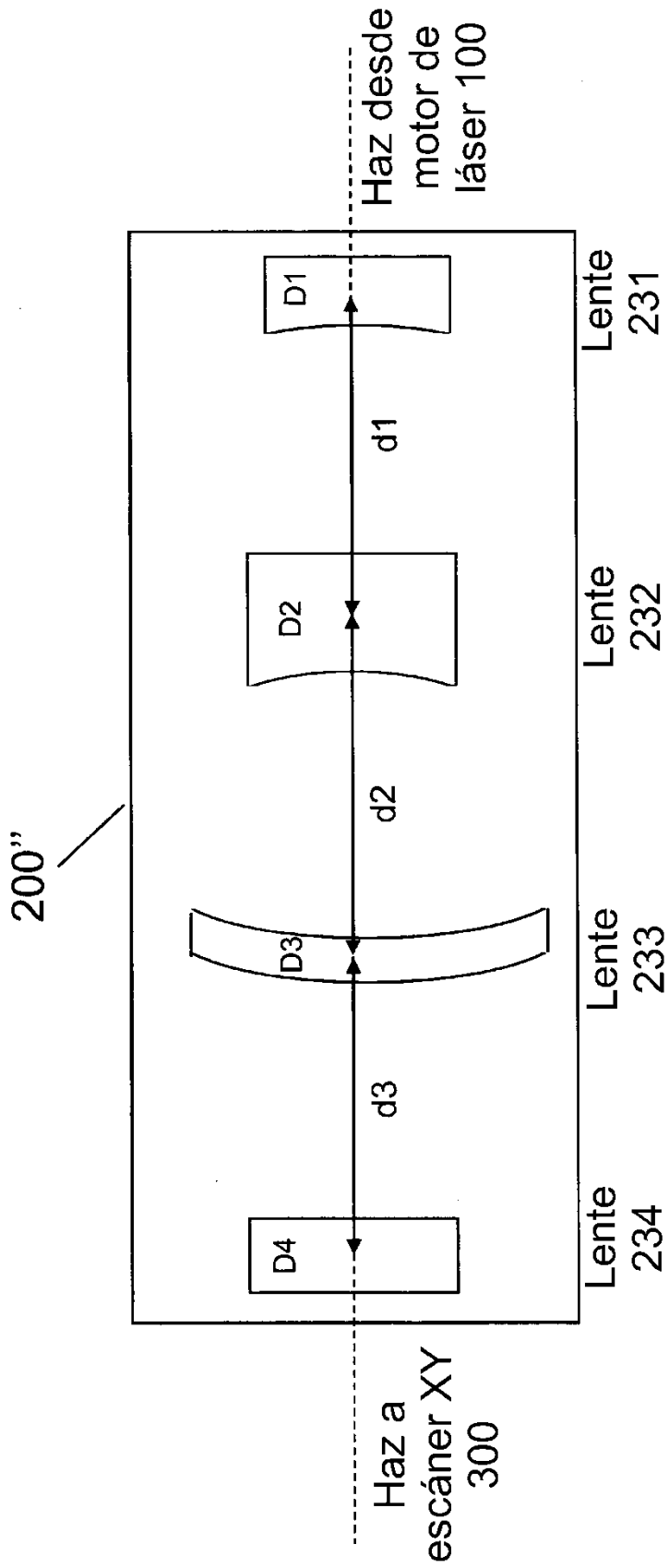


FIG. 8C

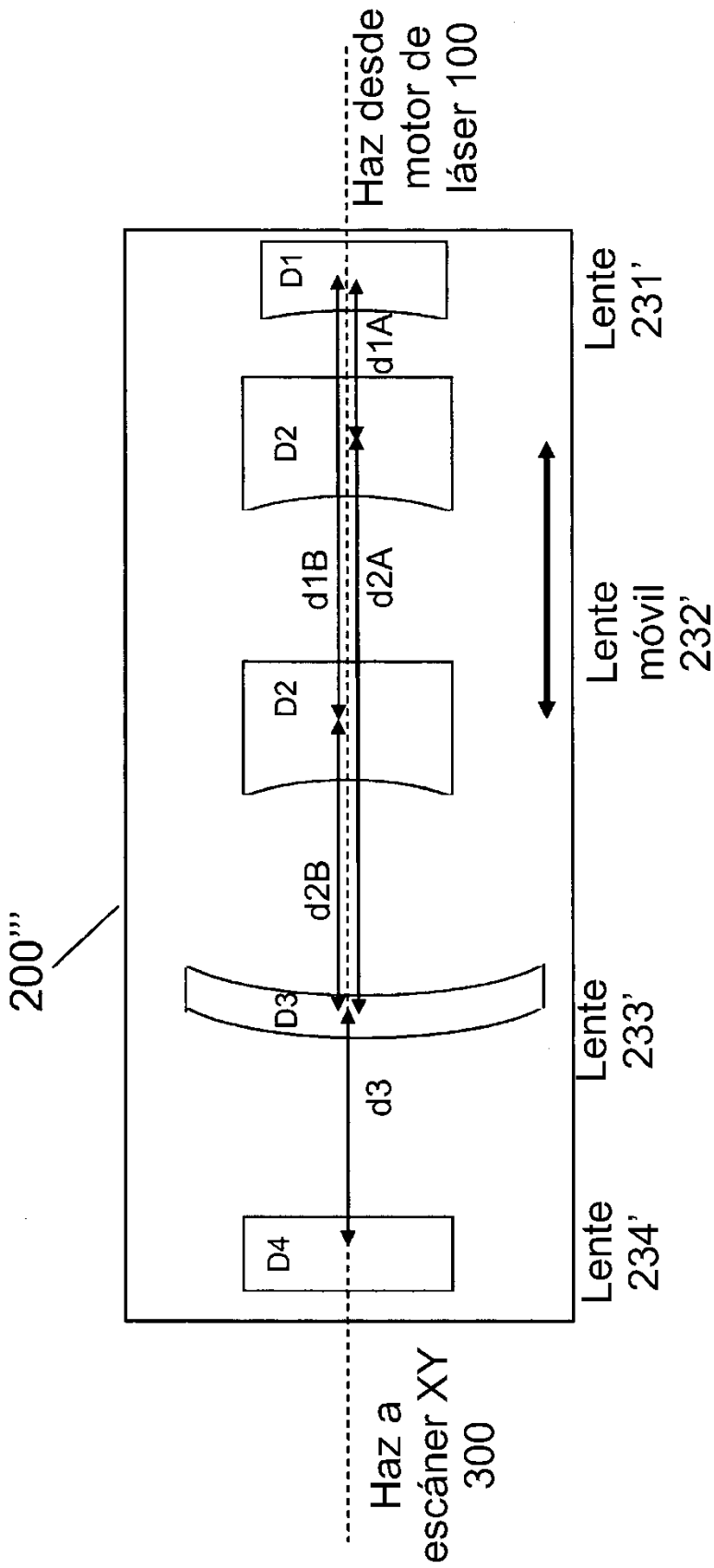


FIG. 8D

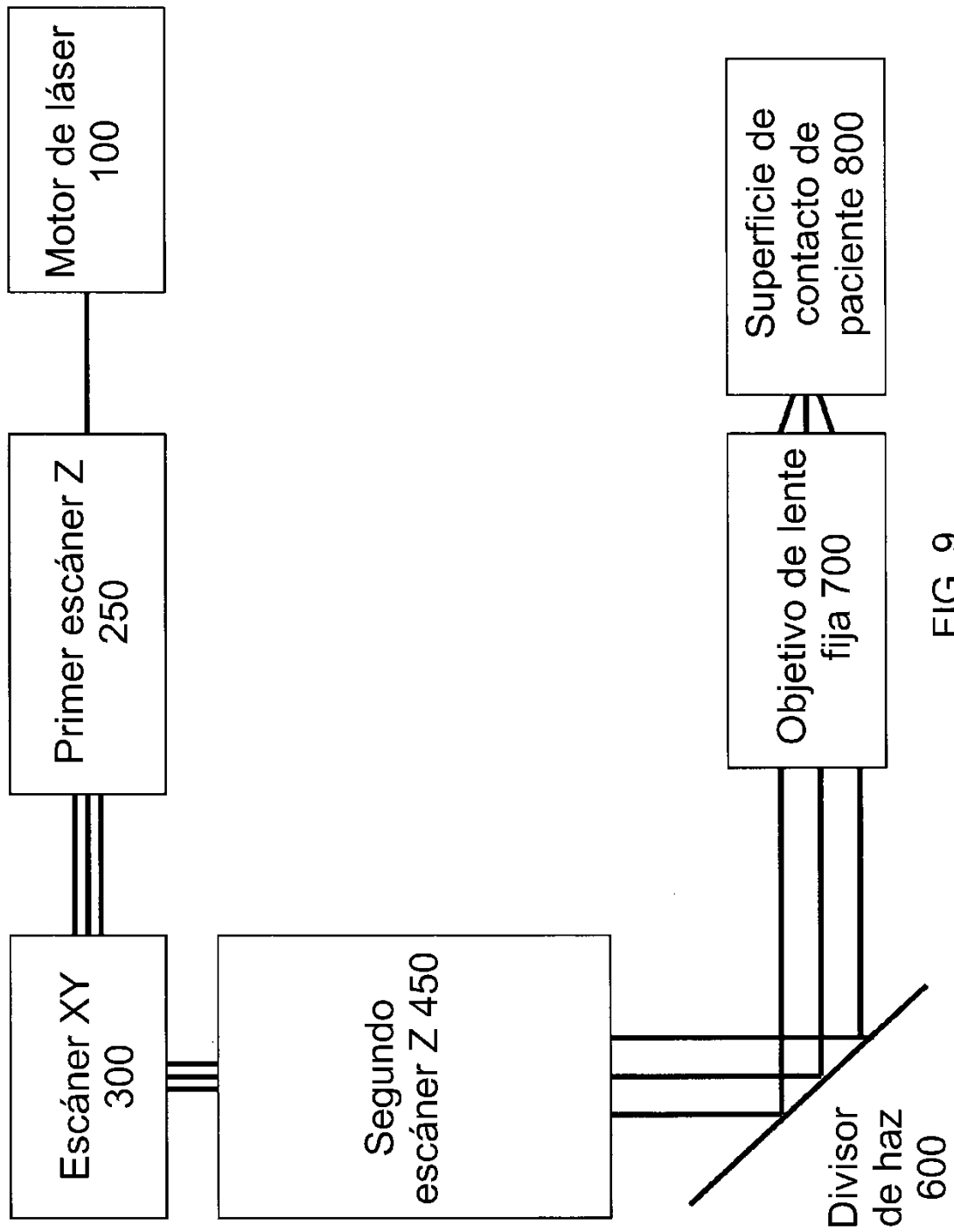


FIG. 9

	0 ajustadores de NA	1 controlador de NA delante del escáner XY	1 controlador de NA detrás del escáner XY	2 controladores de NA
0 escáneres de profundidad Z (profundidad Z fija)		Controla NA durante el escaneo XY	Controla NA durante el escaneo XY	Controla NA durante el escaneo XY
1 escáner de profundidad Z delante del escáner XY	Escaneos Z	- Escaneos Z - Controla NA	- Escaneos Z - Controla NA	- Escaneos Z - Controla NA
1 escáner de profundidad Z detrás del escáner XY	Escaneos Z	- Escaneos Z - Controla NA	- Escaneos Z - Controla NA	- Escaneos Z - Controla NA
2 escáneres de profundidad Z	Escaneos Z a dos velocidades	- Escaneos Z a dos velocidades - Controla NA	- Escaneos Z a dos velocidades - Controla NA	- Escaneos Z a dos velocidades - Controla NA

FIG. 10

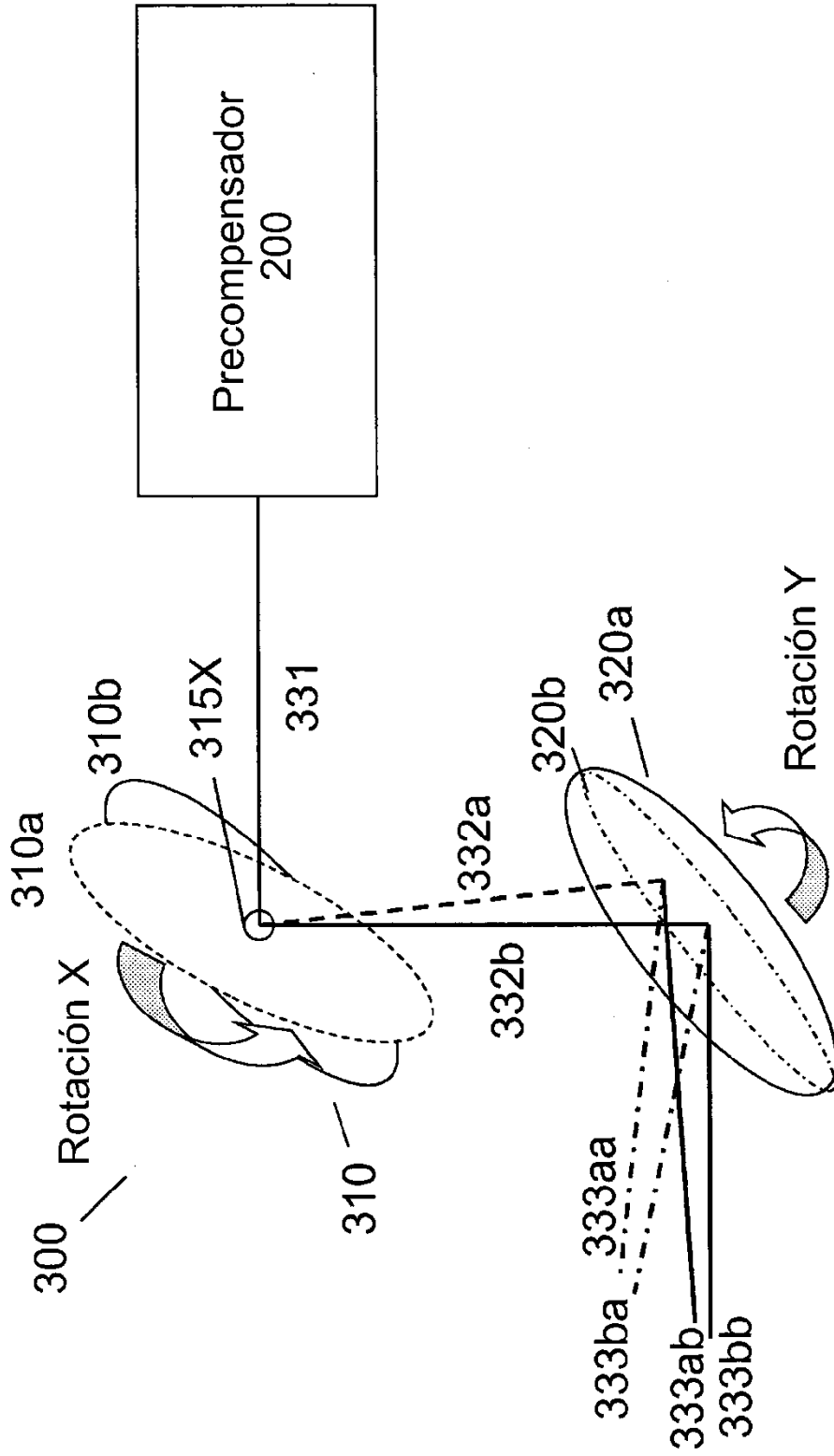


FIG. 11A

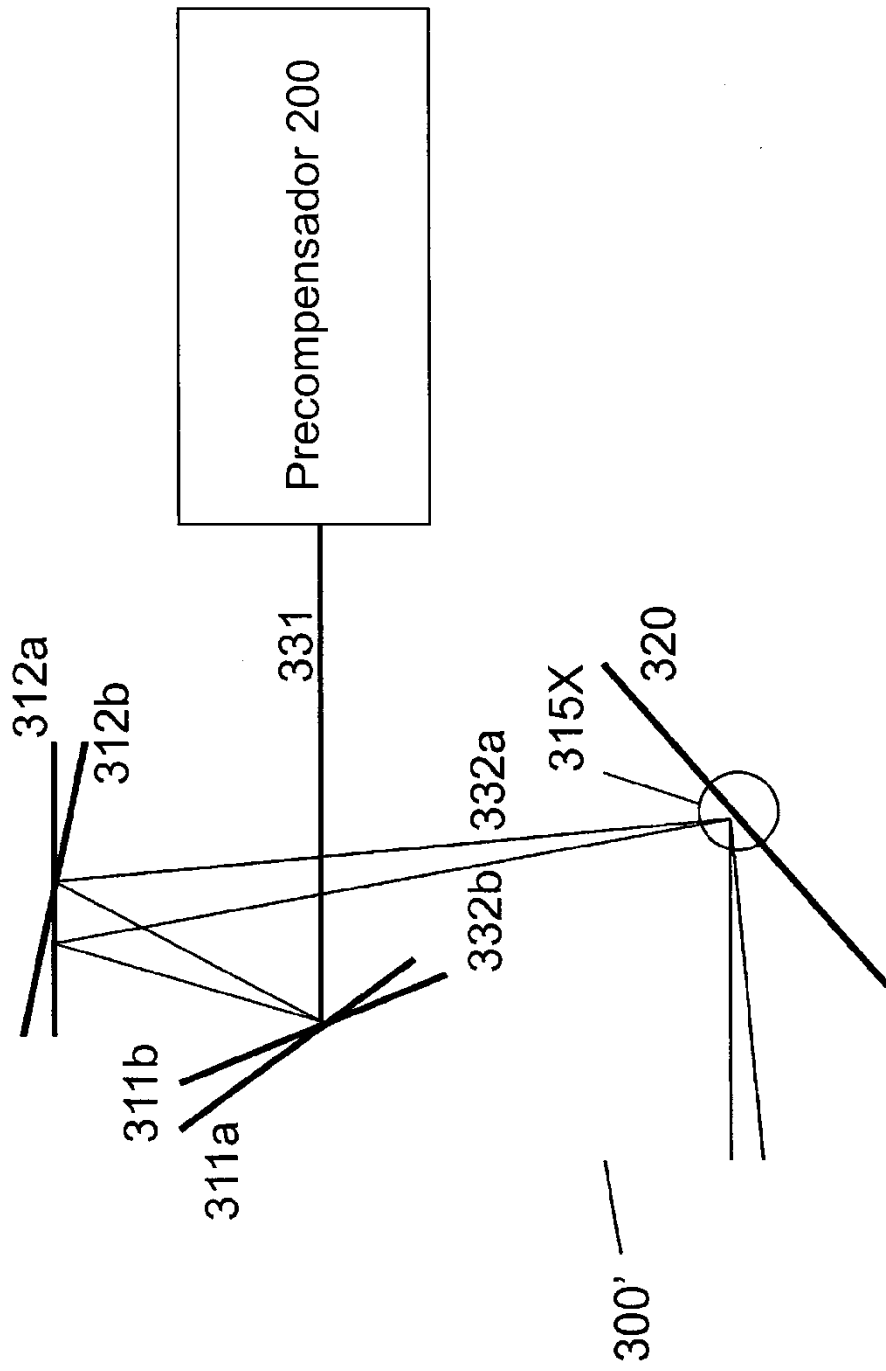


FIG. 11B

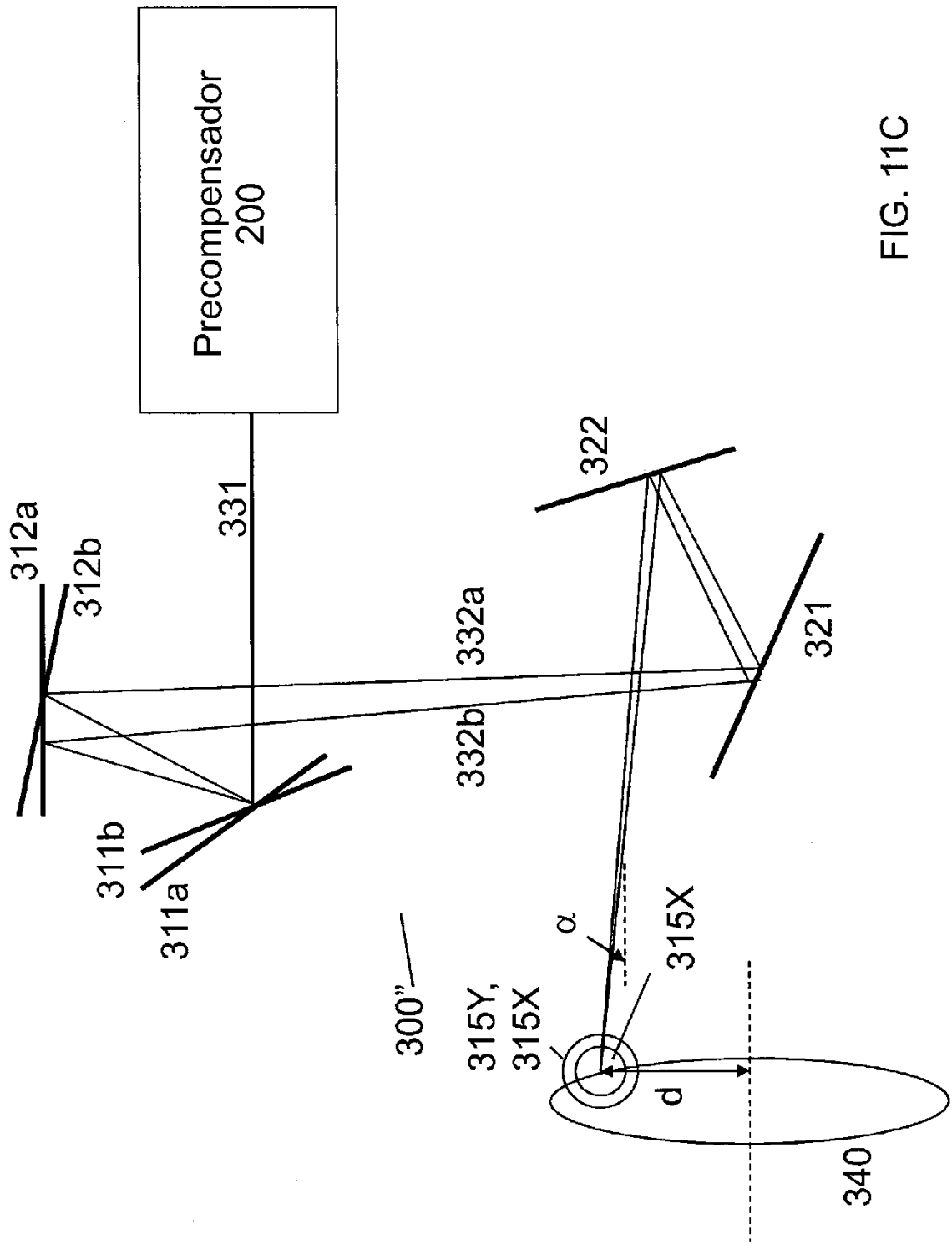


FIG. 11C

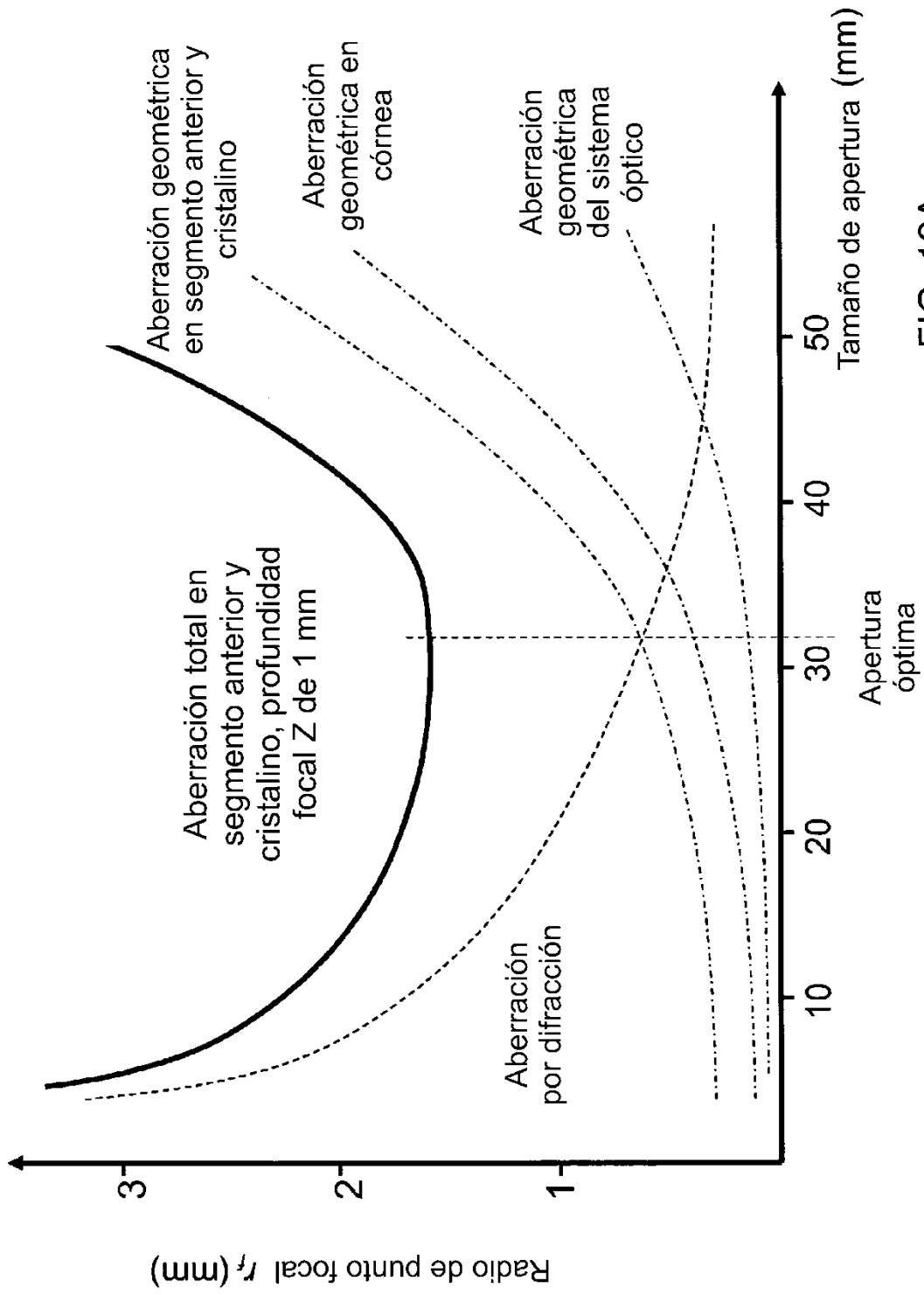


FIG. 12A

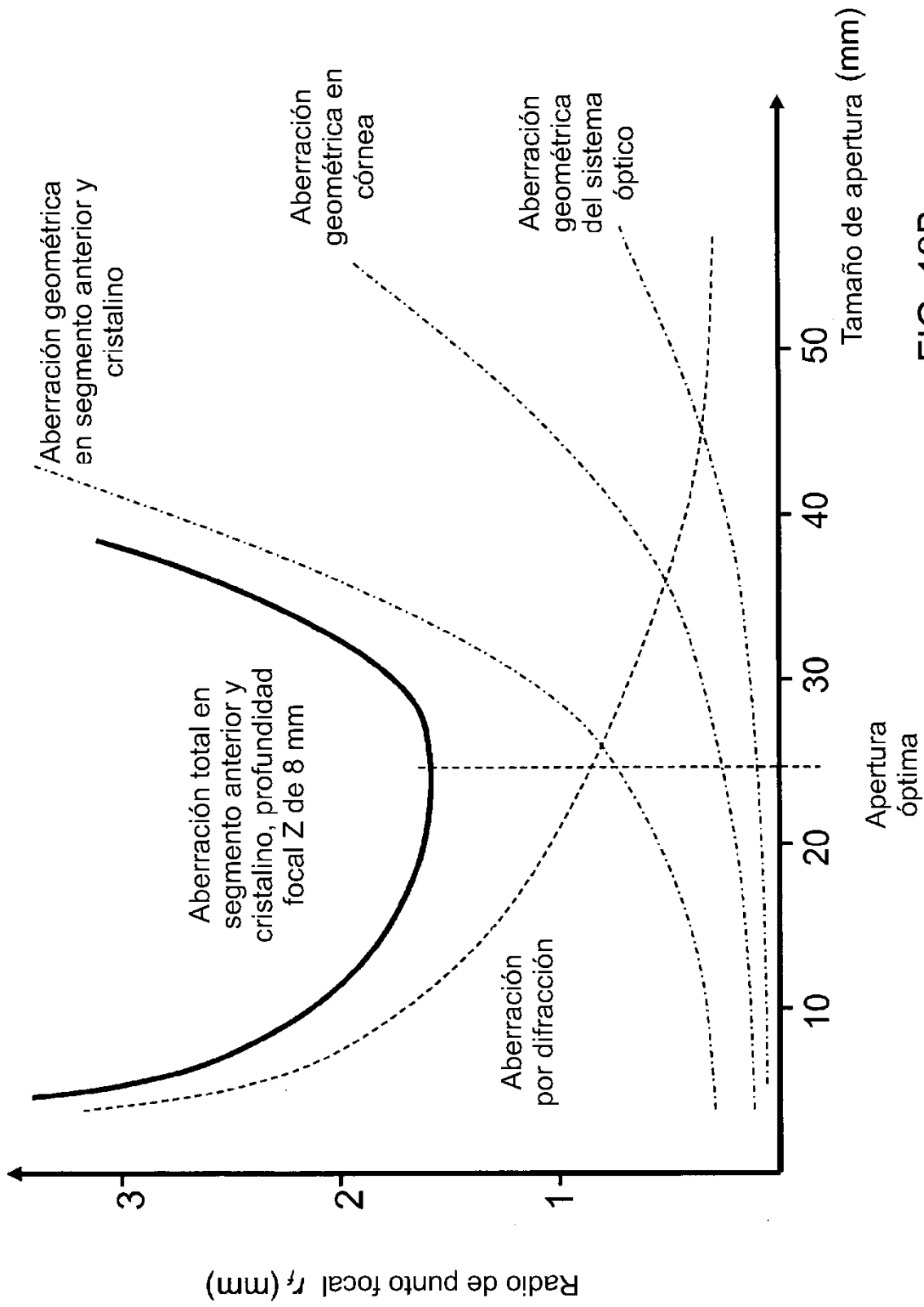


FIG. 12B

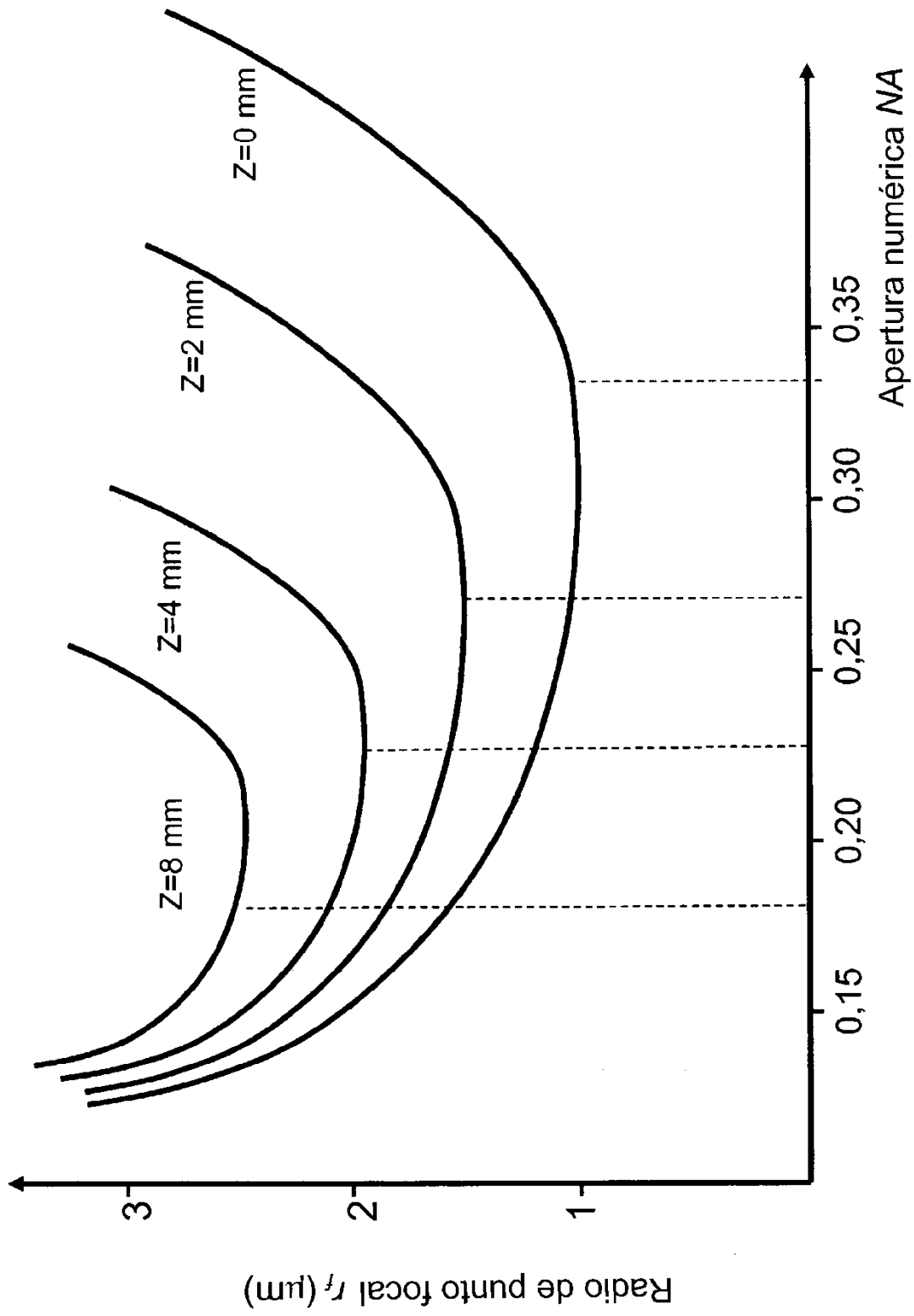


FIG. 12C

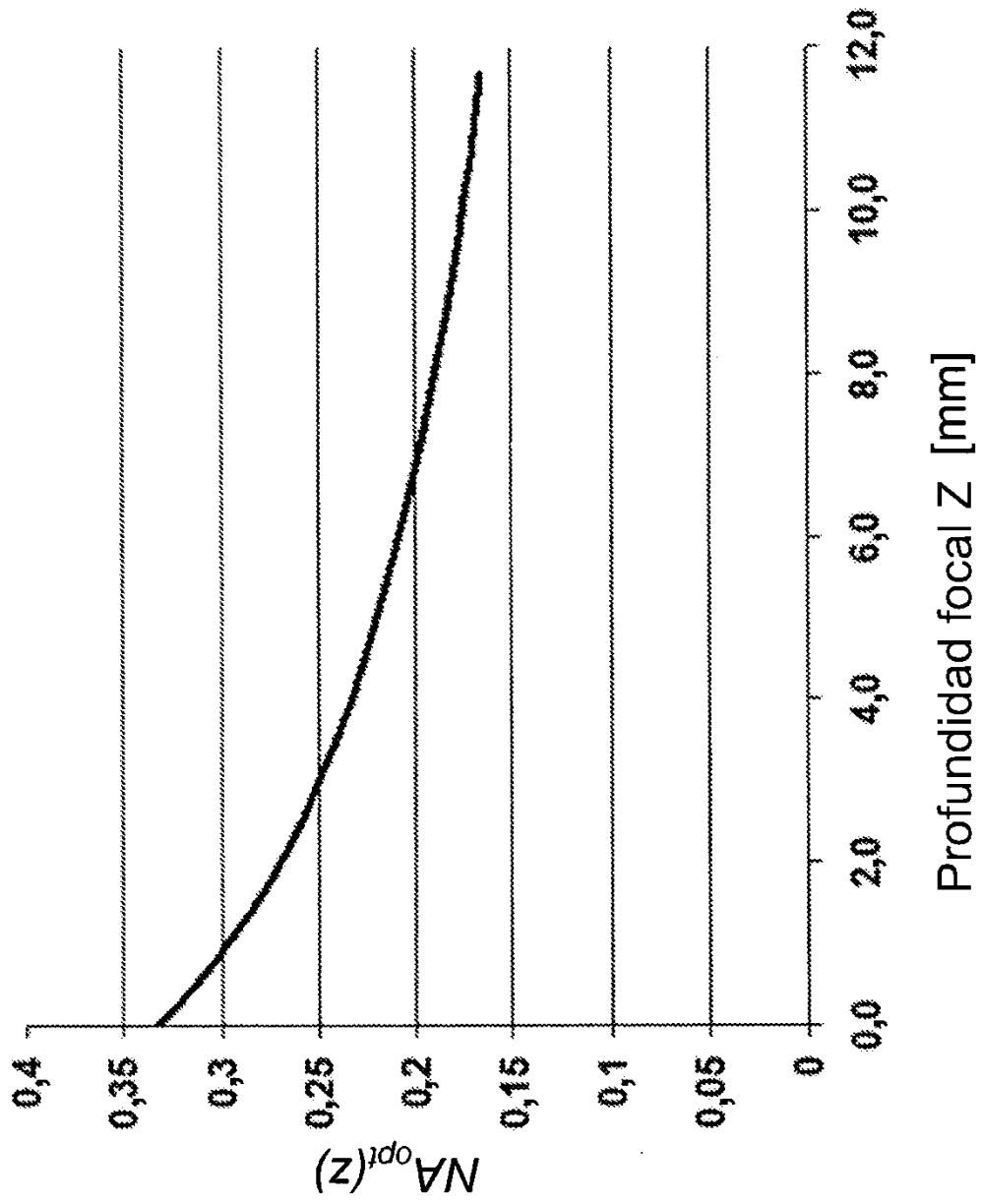
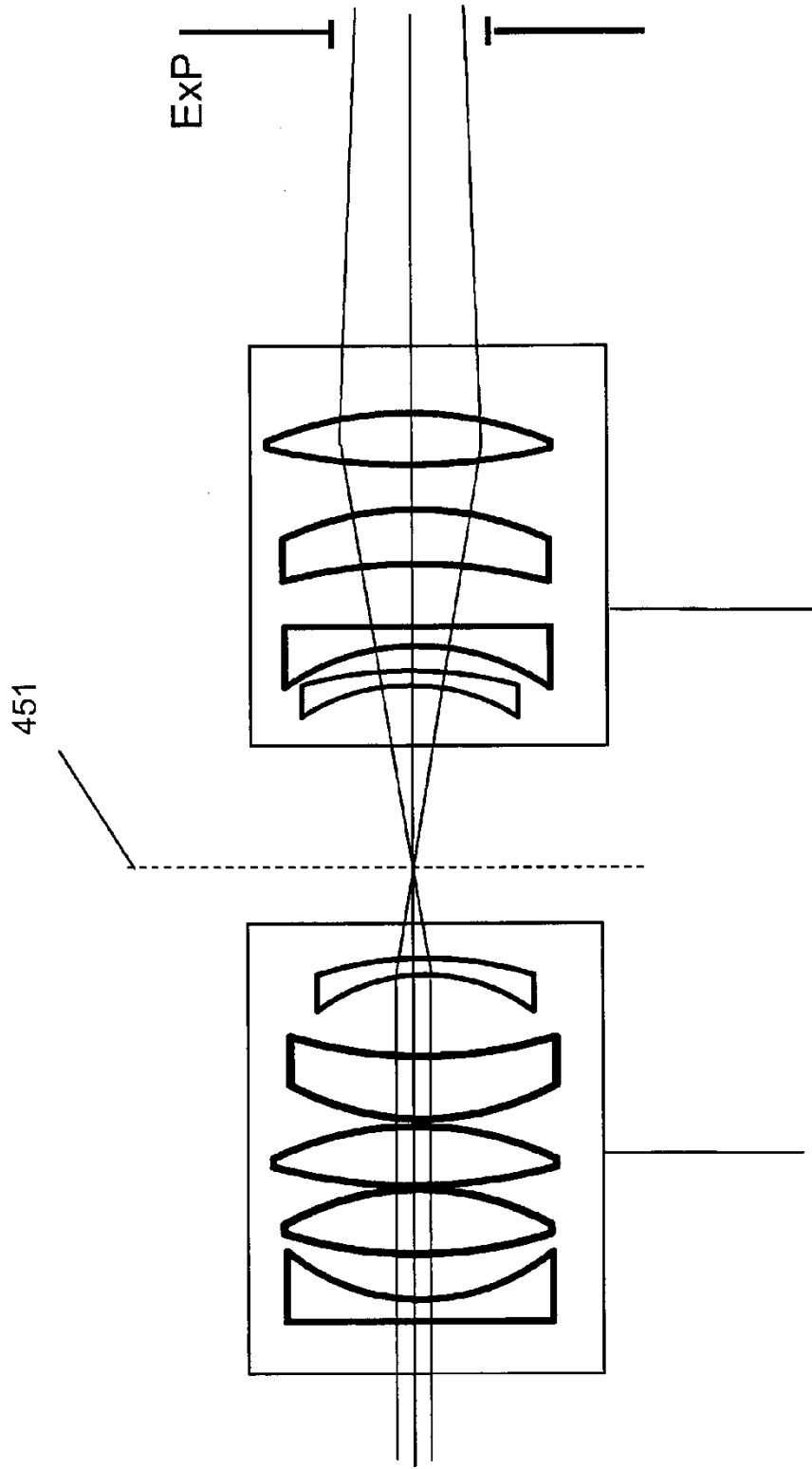
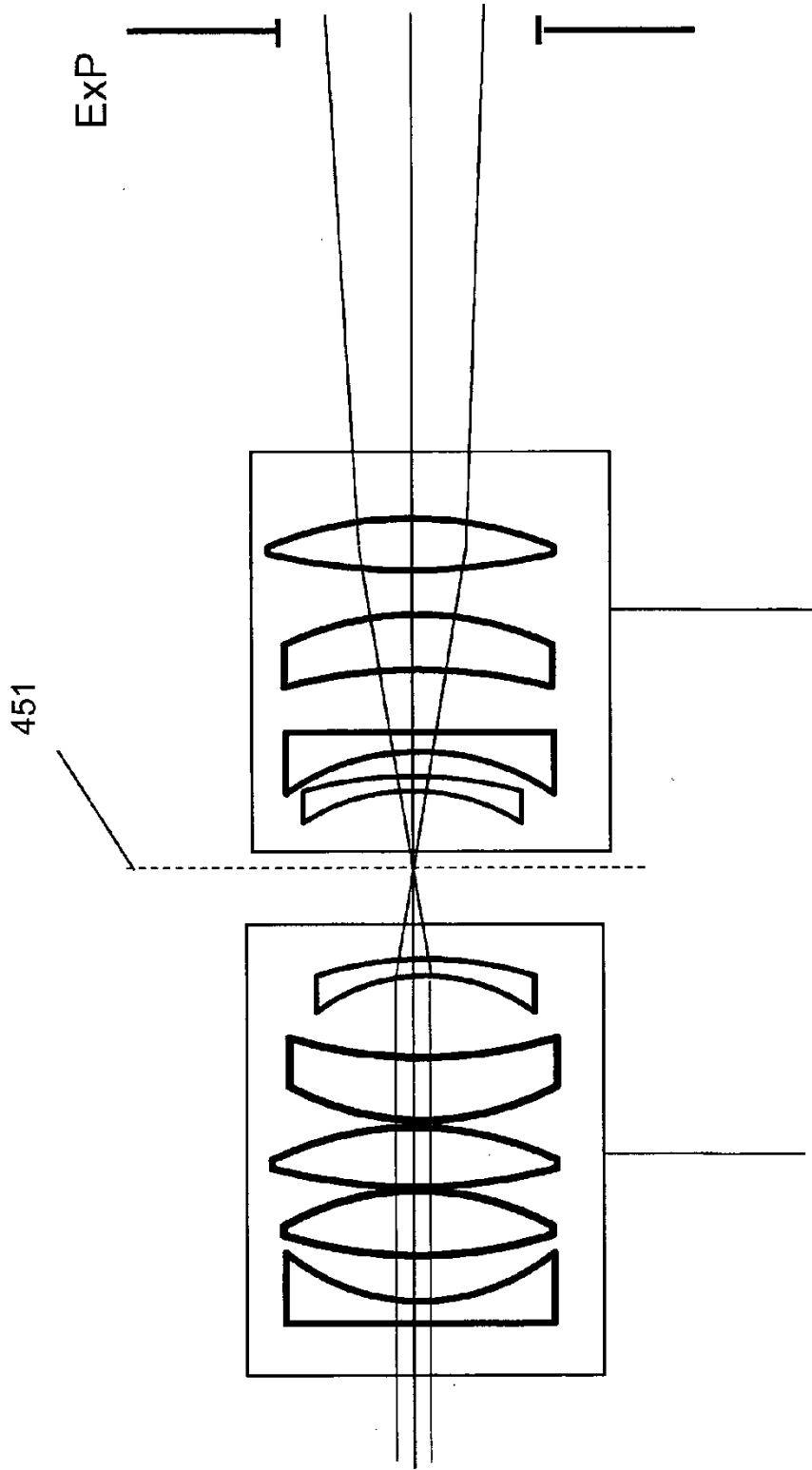


FIG. 12D



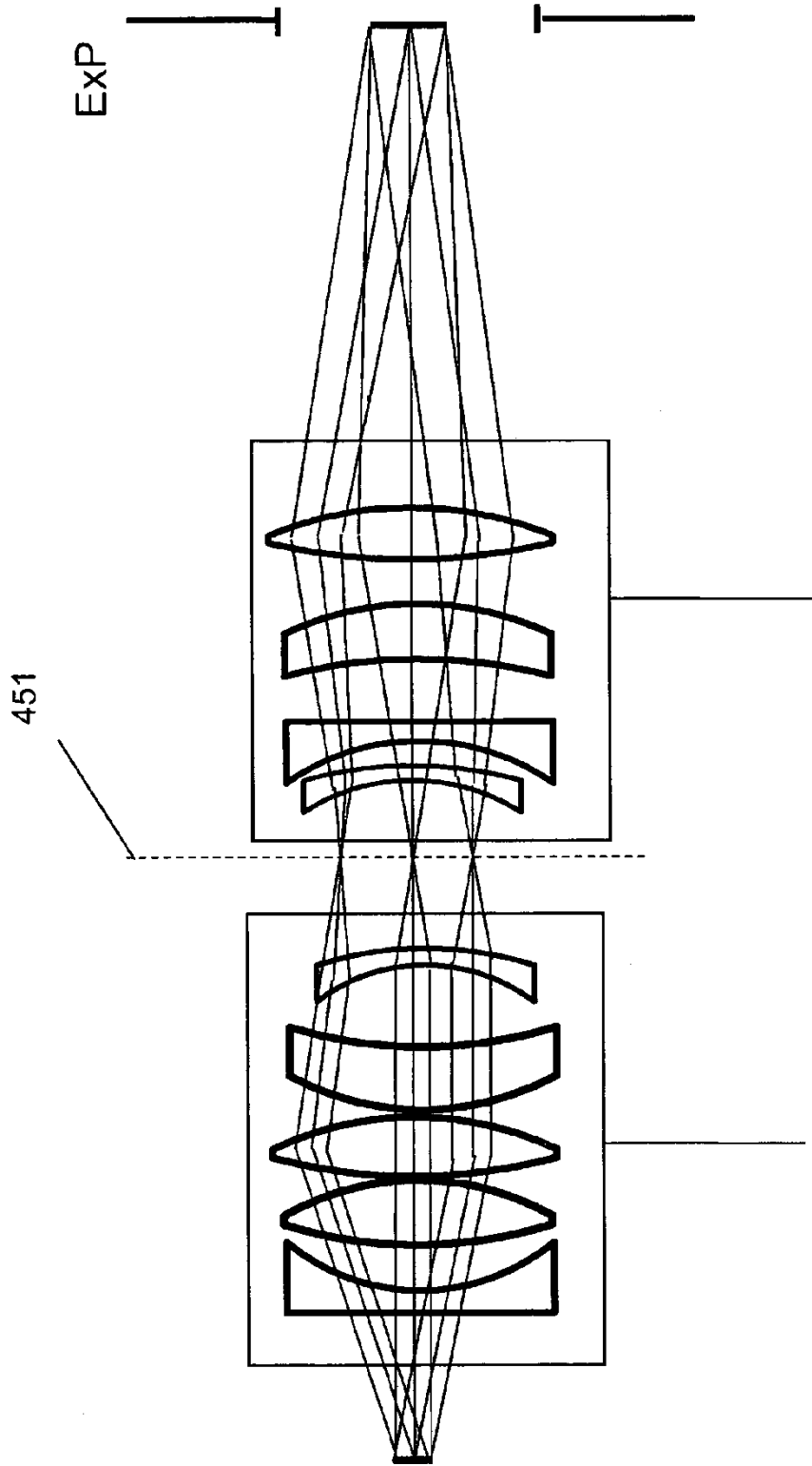
Primer bloque de expensor de haz 400 Bloque de expensor de haz móvil 500

FIG. 13A



Primer bloque de expansor de haz 400 Bloque de expansor de haz móvil 500

FIG. 13B



Primer bloque de expansor de haz 400 Bloque de expansor de haz móvil 500

FIG. 14

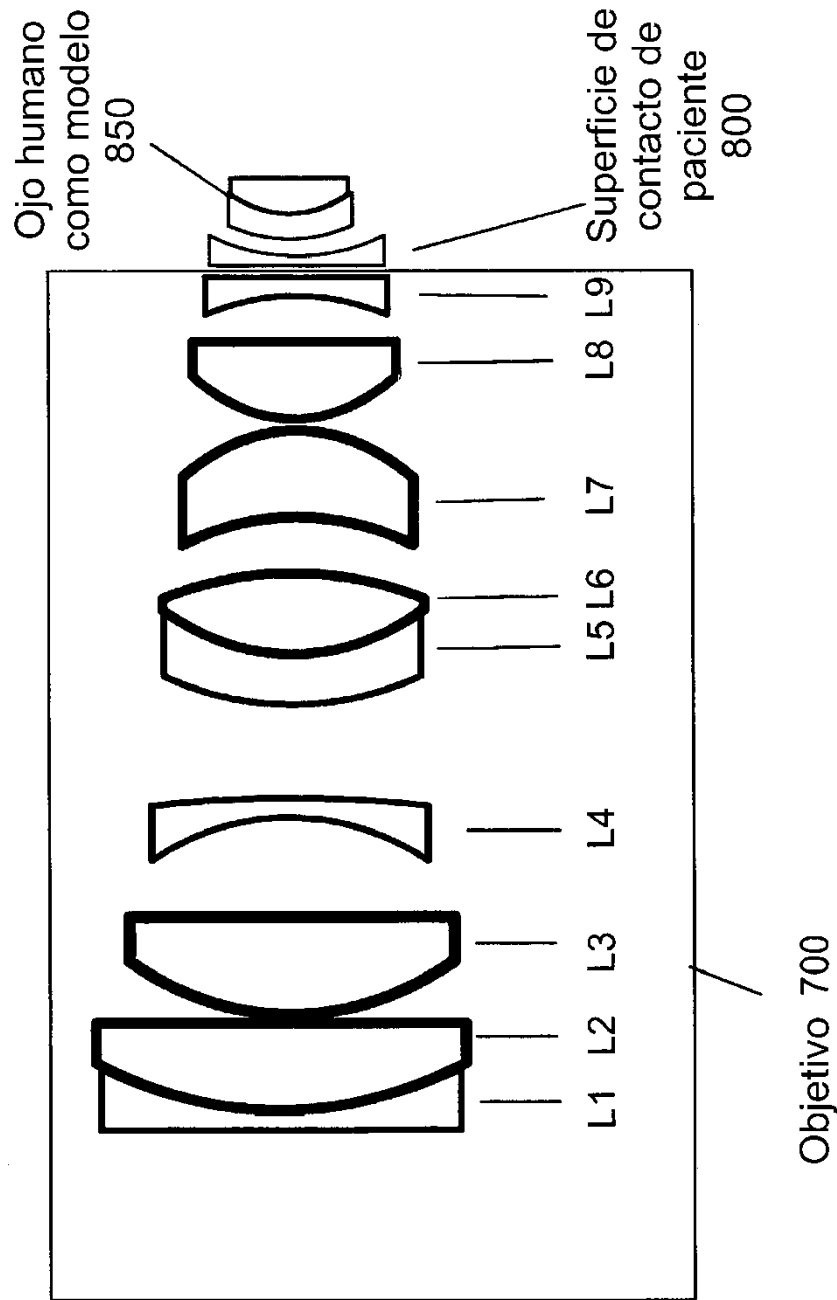


FIG. 15

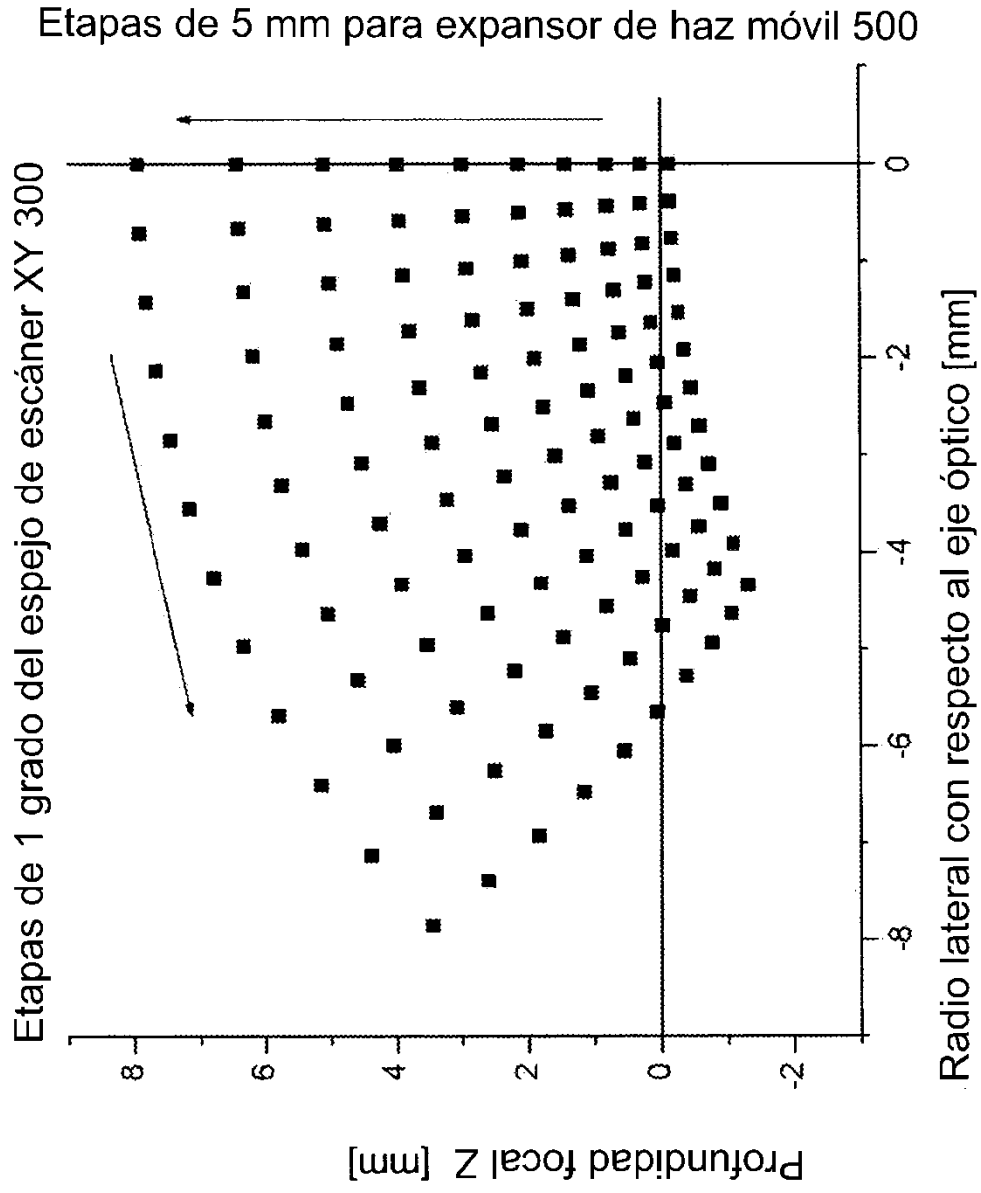


FIG. 16

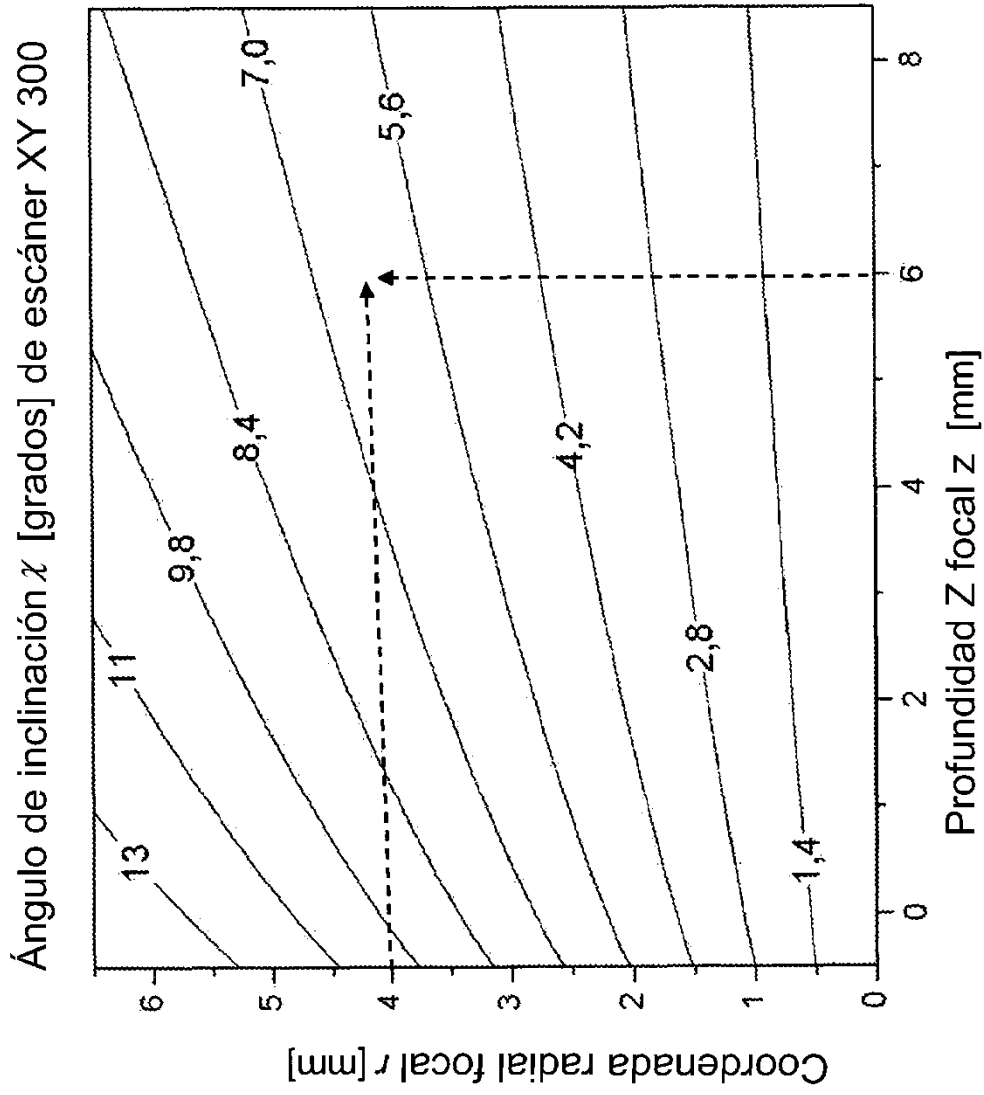


FIG. 17

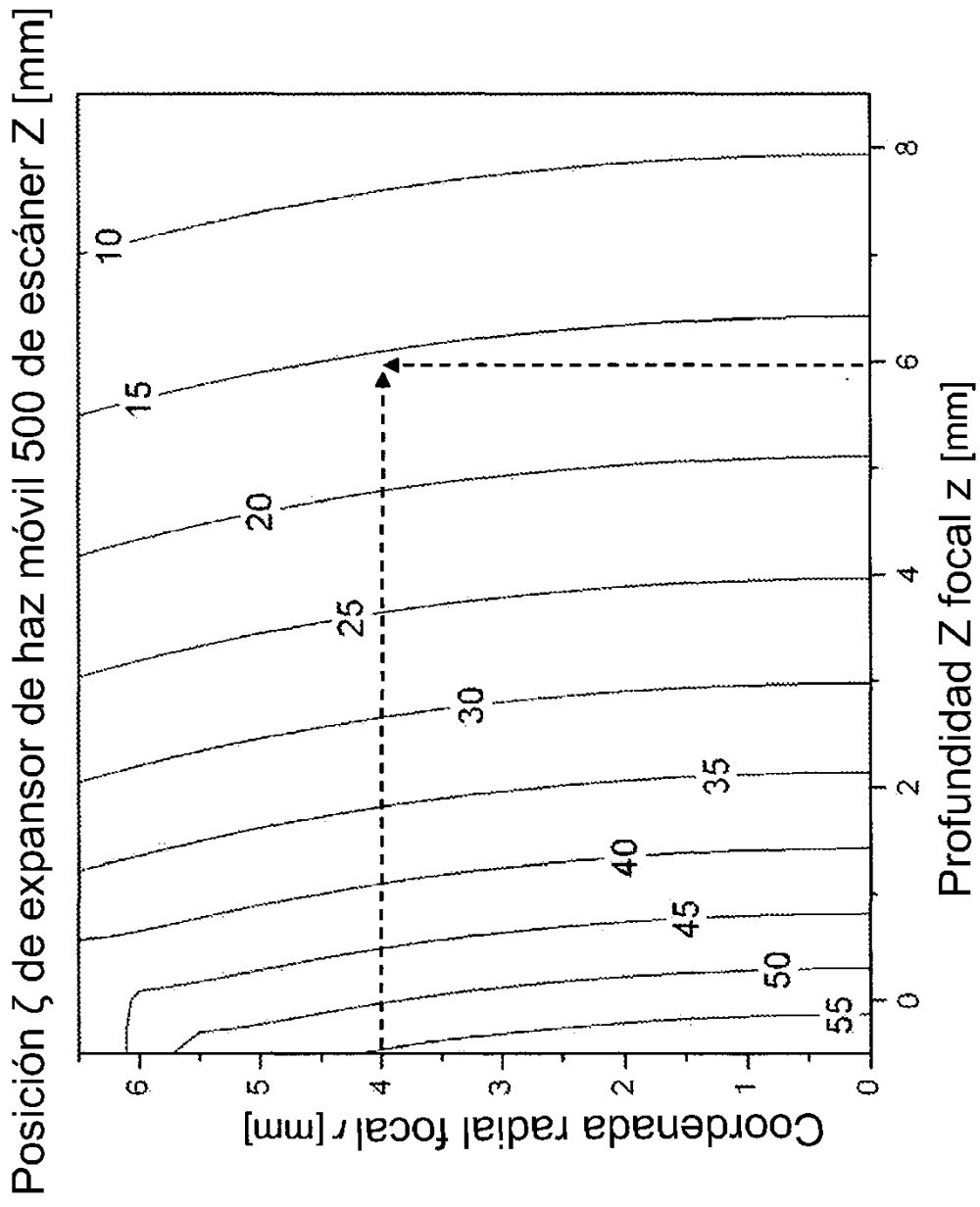


FIG. 18

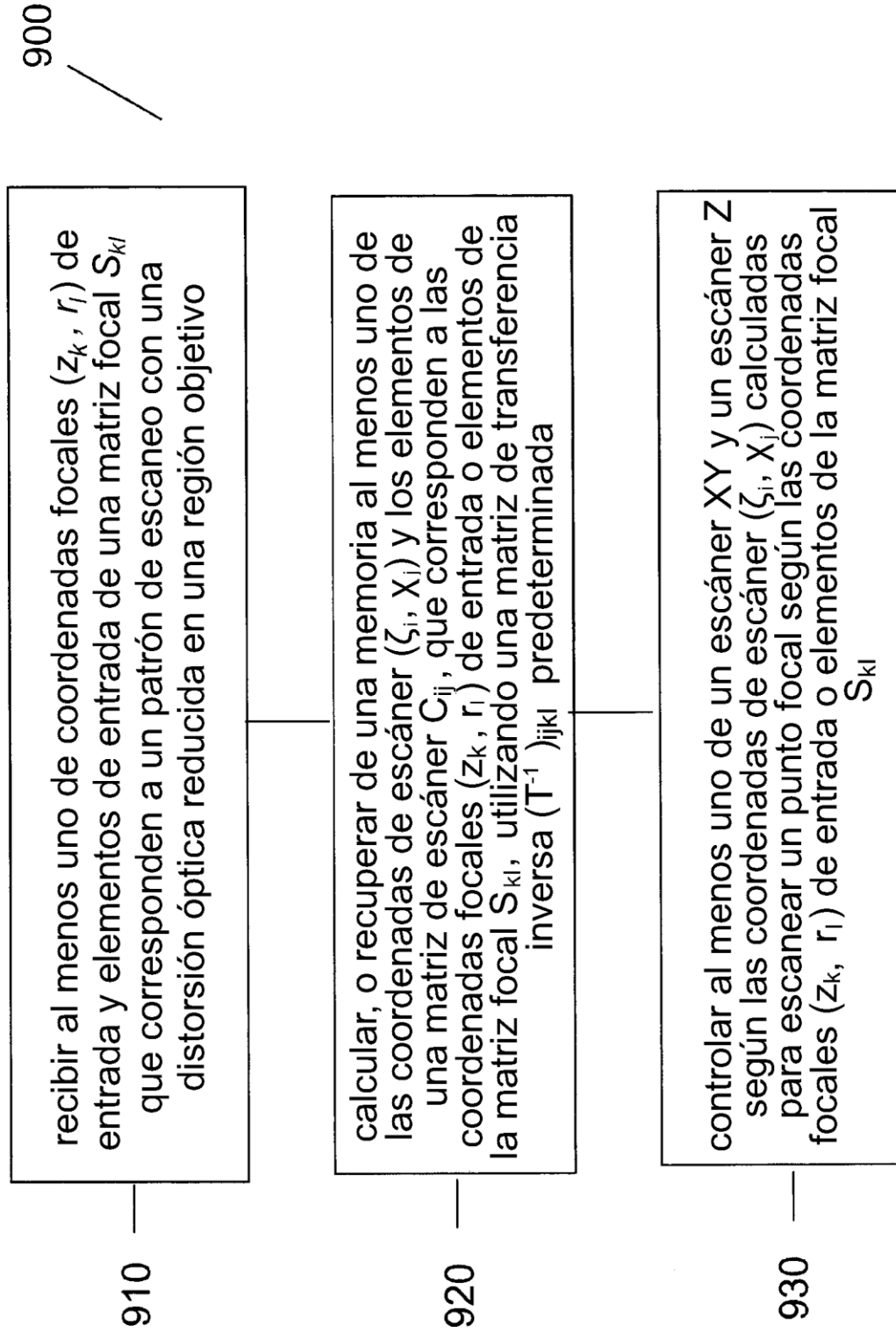


FIG. 19