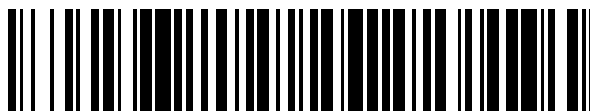


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 626 135**

51 Int. Cl.:

A61F 9/008	(2006.01)
A61N 5/067	(2006.01)
G02B 26/08	(2006.01)
G02F 1/29	(2006.01)
G02B 26/10	(2006.01)
G02B 27/00	(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **21.07.2010 PCT/US2010/042804**

87 Fecha y número de publicación internacional: **10.02.2011 WO11017005**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.07.2010 E 10806841 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.04.2017 EP 2459140**

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

30 Prioridad:

29.07.2009 US 511975

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

24.07.2017

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:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 626 135 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 laser quirúrgico oftálmico.

Campo de la invención

5 Esta invención se refiere a un sistema para la cirugía del segmento anterior del ojo con un láser de femtosegundos, más particularmente, a las formas de realización que minimicen las distorsiones ópticas del haz láser durante el escaneo y enfoque del haz láser en el ojo.

Antecedentes

10 Esta solicitud describe ejemplos y formas de realización de técnicas y sistemas para la cirugía láser dentro del segmento anterior del ojo, la lente cristalina, a través de la fotodisrupción provocada por pulsos láser. Diferentes procedimientos quirúrgicos de lente para la eliminación de la lente cristalina utilizan diferentes técnicas para romper la lente en pequeños fragmentos que puedan ser retirados del ojo a través de pequeñas incisiones. Estos procedimientos utilizan instrumentos de mano, ultrasonidos, fluidos calientes o láseres y tienden a tener inconvenientes significativos, que incluyen la necesidad de entrar al ojo con sondas para lograr la fragmentación y la precisión limitada asociada con dichas técnicas de fragmentación de lentes.

15 La tecnología láser fotodisruptiva puede suministrar pulsos láser en la lente para fragmentar la lente de forma óptica sin la inserción de una sonda y por lo tanto puede ofrecer la posibilidad de la eliminación de la lente mejorada. La fotodisrupción inducida por láser se ha utilizado ampliamente en cirugía oftálmica láser y los láseres Nd:YAG se han utilizado frecuentemente como fuentes láser, lo que incluye la fragmentación de la lente mediante la fotodisrupción inducida por láser. Algunos sistemas existentes utilizan láseres de nanosegundos con energías de pulso de varios mJ (E.H. Ryan y otros. Revista Americana de Oftalmología 104: 382-386, octubre de 1987; R.R. Kruger y otros. Oftalmología 108: 2122-2129, 2001) y los láseres de picosegundos con varias decenas de μJ (A. Gwon y otros. J. Cirugía Refractiva de Cataratas 21, 282-286, 1995). Estos pulsos relativamente largos depositan cantidades relativamente grandes de energía en los focos quirúrgicos, dando lugar a limitaciones considerables de precisión y control del procedimiento, al tiempo que crean un nivel de riesgo relativamente alto de resultados no deseados.

25 En paralelo, en el campo relacionado de la cirugía corneal se identificó que duraciones más cortas de pulso y un mejor enfoque se pueden lograr mediante la utilización de pulsos de duración de cientos de femtosegundos en lugar de los pulsos de nanosegundos y picosegundos. Los pulsos de femtosegundos depositan mucha menos energía por pulso, aumentando significativamente la precisión y la seguridad del procedimiento.

30 Actualmente varias empresas comercializan la tecnología láser de femtosegundos para los procedimientos oftálmicos en la córnea, tales como los flaps (lamelas) LASIK y los trasplantes corneales. Estas empresas incluyen Intralase Corp./Advanced Medical Optics, EE.UU., 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 de acuerdo con los requisitos de la cirugía corneal. Crucialmente, el rango de profundidad del enfoque láser es normalmente menor de aproximadamente 1 mm, el espesor de la córnea. Como tal, estos diseños no ofrecen soluciones para los considerables desafíos de realizar cirugía en la lente del ojo.

Resumen

35 Brevemente y en general, un sistema láser para cirugía oftálmica incluye una fuente láser, para generar un haz láser pulsado para provocar una fotodisrupción de un tejido oftálmico de un ojo de acuerdo con las reivindicaciones adjuntas.

Breve descripción de los dibujos

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

La FIG. 2 ilustra un frente de onda Gaussiano G y un frente de onda aberrado W.

Las FIG. 3A-B ilustran los rayos en un plano focal de escaneo y óptico.

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

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

La FIG. 5 ilustra los puntos de referencia para la cirugía oftálmica.

Las FIG. 6A-B ilustran conceptualmente la operación del precompensador 200.

Las FIG. 7A-B ilustran diversos usos de una funcionalidad de escaneo Z eficiente.

45 Las FIG. 8A-D ilustran implementaciones del precompensador 200.

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

La FIG. 10 ilustra una tabla de configuraciones que contienen 0, 1 o 2 Escáneres de profundidad Z y 0, 1 o 2 modificadores NA.

Las FIG. 11A-C ilustran un Escáner XY con 2, 3 y 4 espejos de escaneo.

5 Las FIG. 12A-D ilustran una aberración como una función de una apertura numérica y la correspondiente apertura numérica óptica $NA_{opt}(z)$ como una función de la profundidad focal Z.

Las FIG. 13A-B ilustran dos configuraciones del bloque Expansor de Haz Primero 400 y el bloque Expansor de Haz Móvil 500.

La FIG. 14 ilustra el plano focal intermedio del Escáner Z 450.

10 La FIG. 15 ilustra una implementación del Objetivo 700.

La FIG. 16 ilustra un plano focal curvo en la región objetivo.

La FIG. 17 ilustra un nomograma del ángulo de inclinación del Escáner XY.

La FIG. 18 ilustra un nomograma de la posición del Expansor de Haz Móvil.

La FIG. 19 ilustra etapas de un método de control computacional.

Descripción detallada

15 Algunas formas de realización de la presente invención incluyen sistemas para la cirugía en la lente del ojo, que utilizan pulsos láser de femtosegundos. Las formas de realización de acuerdo con la invención también son capaces de realizar procedimientos quirúrgicos tanto de córnea como de lente. Realizar cirugía oftálmica en la lente del ojo está asociado con requisitos cualitativamente diferentes que los procedimientos corneales.

20 Las diferencias clave entre el sistema láser quirúrgico de lente descrito en la presente memoria y los sistemas corneales incluyen:

1. Los pulsos láser de femtosegundos se deben generar de forma fiable. Los pulsos de femtosegundos de alta frecuencia de repetición permiten el uso de una energía mucho menor por pulso, proporcionando un control y una precisión mucho más altas para el operador del sistema. Sin embargo, la generación de pulsos de femtosegundos fiable es un desafío considerablemente mayor que los pulsos de nanosegundos o picosegundos, utilizados por algunos sistemas existentes.

25

2. El haz láser quirúrgico se refracta de forma considerable cuando se propaga a través de hasta 5 milímetros de medio refractivo, lo que incluye a la córnea y la cámara acuosa anterior, sólo para alcanzar el objetivo quirúrgico, la lente. Por el contrario, el haz láser utilizado para la cirugía corneal se enfoca a una profundidad de una fracción de milímetro y, por lo tanto, en esencia no se refracta al entrar en la córnea desde el sistema quirúrgico.

30 3. El sistema de suministro láser quirúrgico está configurado para escanear toda la región quirúrgica, por ejemplo, desde la parte frontal/anterior de la lente a una profundidad típica de 5 mm hasta la parte trasera/posterior de la lente a una profundidad típica de 10 mm. Este rango de escaneo en profundidad de 5 mm o más, o "rango de escaneo Z", es significativamente más extenso que el rango de escaneo en profundidad de 1 mm utilizado para la cirugía en la córnea. Normalmente, la óptica quirúrgica, especialmente la óptica de apertura numérica alta utilizada aquí, está optimizada para enfocar un haz láser a una profundidad de operación específica. Durante los procedimientos corneales, el escaneo de 1 mm de profundidad provoca sólo una desviación moderada de la profundidad de operación optimizada. Por el contrario, durante el escaneo desde 5 a 10 mm durante la cirugía de lente, el sistema se aleja de una profundidad de operación optimizada fija. Por lo tanto, el sistema de suministro láser quirúrgico de lente emplea una óptica adaptativa muy refinada para poder escanear el extenso rango de escaneo de profundidad requerido por la cirugía de lente.

35

40

4. Algunas formas de realización están integradas en el sentido de que están configuradas para realizar cirugía tanto en la córnea como en la lente. En estas formas de realización integradas, el rango de escaneo de profundidad puede ser de hasta 10 mm en lugar de 5 mm, lo que plantea desafíos incluso más difíciles.

45 5. Durante los procedimientos quirúrgicos corneales, tales como las muchas variantes de LASIK, el haz láser se escanea perpendicular al eje óptico ("en el plano XY"). En los procedimientos comunes el rango de escaneo XY cubre solamente la parte central de la córnea con un diámetro de 10 mm. Sin embargo, en los sistemas quirúrgicos integrados pueden formarse cortes adicionales también. Un tipo de cortes son los cortes de entrada, que proporcionan acceso al interior del ojo para las agujas de aspiración y las herramientas quirúrgicas convencionales. Otro tipo de cortes son las incisiones límbicas relajantes (LRIS), que implican hacer un par de incisiones en el limbo corneal justo anterior a la arcada vascular. Mediante el ajuste de la longitud, la profundidad y la posición de estas

50

incisiones curvas, se pueden inducir cambios en el astigmatismo corneal. Los cortes de entrada y los LRI pueden situarse 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 las lamelas LASIK, es un desafío importante mantener bajo control las aberraciones fuera del eje del sistema de suministro láser con dichos diámetros, ya que las aberraciones fuera del eje crecen proporcionalmente a las potencias superiores del diámetro del campo en el plano focal.

6. Los procedimientos quirúrgicos láser de lente pueden requerir la orientación de sofisticados sistemas de formación de imágenes. En algunos sistemas de formación de imágenes, se identifican los vasos sanguíneos del limbo, para servir como marcas de referencia en el ojo, para calibrar la alineación ciclo-rotacional del ojo durante el tiempo de cirugía, en algunos casos relativos a las coordenadas de referencia identificadas durante el diagnóstico preoperatorio del ojo. Los vasos sanguíneos elegidos en la periferia del área quirúrgica pueden ser los menos perturbados por la cirugía y por lo tanto los más confiables. Sin embargo, los sistemas de formación de imágenes dirigidos a tales vasos sanguíneos periféricos requieren que la óptica de formación de imágenes muestre un área con un radio mayor de 10 mm, tal como 12 mm.

7. El haz láser desarrolla varias aberraciones mientras se propaga a lo largo de la trayectoria óptica dentro del ojo. Los sistemas de suministro láser pueden mejorar la precisión mediante la compensación de 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 la frecuencia aumenta el desafío en el sistema. La dificultad de compensar estas aberraciones cromáticas aumenta con el ancho de banda del haz láser, un sistema láser. Se recuerda que el ancho de banda espectral de un haz es inversamente proporcional a la longitud de pulso. En consecuencia, el ancho de banda de los pulsos de femtosegundos es a menudo mayor que el de los pulsos de picosegundos en un orden de magnitud o más, necesitando una compensación cromática mucho mejor en los sistemas láser de femtosegundos.

8. Los procedimientos quirúrgicos que utilizan sistemas quirúrgicos láser de femtosegundos de alta frecuencia de repetición requieren una alta precisión en la colocación de cada pulso tanto en un sentido absoluto con respecto a las posiciones objetivo en el tejido objetivo como en un sentido relativo con respecto a los pulsos precedentes. Por ejemplo, se puede requerir que el sistema láser redirija el haz sólo unas pocas micras dentro del tiempo entre pulsos, que puede ser del orden de microsegundos. Debido a que el tiempo entre dos pulsos seguidos es corto y la exigencia de precisión para la colocación de los pulsos es alta, el apuntar manualmente tal como se hacía en los sistemas quirúrgicos de lente de baja frecuencia de repetición existentes ya no es adecuado ni factible.

9. El sistema de suministro láser está configurado para suministrar los pulsos láser de femtosegundos en la totalidad del volumen quirúrgico de la lente del ojo, a través de un medio refractivo, conservando su integridad temporal, espectral y espacial.

10. Para asegurar que sólo el tejido en la región quirúrgica recibe un haz láser con densidades de energía suficientemente altas para provocar efectos quirúrgicos, como la ablación del tejido, el sistema de suministro láser tiene una apertura numérica (NA) inusualmente alta. Esta NA alta da lugar a pequeños tamaños de foco y proporciona el control y la precisión necesarias para el procedimiento quirúrgico. Los rangos típicos para la apertura numérica pueden incluir valores de NA mayores de 0,3, dando lugar a tamaños de foco de 3 micras o menos.

11. Dada la complejidad de la trayectoria óptica del láser para la cirugía de lente, el sistema de suministro láser logra una alta precisión y control incluyendo un sistema de formación de imágenes de alto rendimiento gestionado por ordenador, mientras que los sistemas quirúrgicos corneales pueden lograr un control satisfactorio sin dichos sistemas de formación de imágenes, o con un bajo nivel de formación de imágenes. En particular, las funciones quirúrgicas y de formación de imágenes del sistema, así como los haces de observación habituales generalmente operan todos en diferentes bandas espectrales. Como ejemplo, los láseres quirúrgicos pueden operar con longitudes de onda en la banda de 1,0-1,1 micras, los haces de observación en la banda visible de 0,4-0,7 micras y los haces de formación de imágenes en la banda de 0,8-0,9 micras. La combinación de trayectorias de haz en componentes ópticos comunes, o compartidos, pone requisitos cromáticos exigentes en la óptica del sistema quirúrgico láser.

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

La **FIG. 1** ilustra un sistema de suministro láser. Antes de describirlo en detalle, cabe mencionar que algunas formas de realización combinan el sistema de suministro láser de la **FIG. 1** con un sistema de formación de imágenes o de observación. En algunos procedimientos corneales, como en los tratamientos LASIK, los seguidores oculares establecen referencias posicionales del ojo mediante pistas visuales tales como la identificación del centro del iris mediante la formación de imágenes y algoritmos de procesamiento de imágenes, normalmente en la superficie del ojo. Sin embargo, los seguidores oculares existentes reconocen y analizan las características en un espacio bidimensional, carente de información de profundidad, ya que los procedimientos quirúrgicos se realizan en la córnea, la capa más externa del ojo. A menudo, la córnea es incluso aplastada para hacer la superficie verdaderamente bidimensional.

La situación es bastante diferente cuando se enfoca un haz láser en la lente, en el interior profundo del ojo. La lente cristalina puede cambiar su posición, forma, espesor y diámetro mientras se acomoda, no sólo entre la medición previa y la cirugía, sino también durante la cirugía. La fijación del ojo al instrumento quirúrgico mediante medios mecánicos también puede cambiar la forma del ojo de una manera mal definida. Dichos dispositivos de fijación pueden incluir fijar el ojo con un anillo de succión o aplanar el ojo con una lente plana o curva. Además, el movimiento del paciente durante la cirugía puede introducir cambios adicionales. Estos cambios pueden añadir hasta tanto como unos pocos milímetros de desplazamiento de las pistas visuales dentro del ojo. Por lo tanto, referenciar y fijar mecánicamente la superficie del ojo tal como la superficie anterior de la córnea o limbo son poco satisfactorios cuando se realiza cirugía láser de precisión en la lente u otras partes internas del ojo.

Para abordar este problema, el sistema de suministro láser 1 se puede combinar con un sistema de formación de imágenes, según se describe en la solicitud co-pendiente con la Solicitud de Patente de estados Unidos número de serie 12/205.844 de R.M. Kurtz, F. Raksi y M. Karavitis. El sistema de formación de imágenes está configurado para mostrar partes de una región quirúrgica para establecer referencias posicionales tridimensionales basadas en las características internas del ojo. Estas imágenes pueden ser creadas antes de la cirugía y actualizadas en paralelo con el procedimiento quirúrgico para dar cuenta de las variaciones y cambios individuales. Las imágenes se pueden utilizar para dirigir el haz láser con seguridad a la posición 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 tener una trayectoria óptica de formación de imágenes independiente o una trayectoria óptica compartida parcial o totalmente con el haz quirúrgico. Los sistemas de formación de imágenes con una trayectoria óptica parcial o totalmente compartida reducen el coste y simplifican la calibración de los sistemas de formación de imágenes y quirúrgicos. El sistema de formación de imágenes puede también utilizar la misma o diferente fuente de luz que el láser del sistema de suministro láser 1. El sistema de formación de imágenes también puede tener sus propios subsistemas de escaneo de haz o puede hacer uso de los subsistemas de escaneo del sistema de suministro láser 1. Varias arquitecturas diferentes de dichos sistemas OCT se describen en la solicitud co-pendiente referida.

El sistema de suministro láser 1 se puede también implementar en combinación con una óptica de observación visual. La óptica de observación puede ayudar al operador del láser quirúrgico a observar los efectos del haz láser quirúrgico y controlar el haz en respuesta a las observaciones.

Por último, en algunas implementaciones, que utilizan un haz láser quirúrgico infrarrojo y, por tanto, invisible, puede emplearse un láser de seguimiento adicional operando a frecuencias visibles. El láser de seguimiento visible puede implementarse para seguir la trayectoria del láser quirúrgico infrarrojo. El láser de seguimiento puede funcionar a una energía lo suficientemente baja como 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 operador del sistema de suministro láser 1.

En la **FIG. 1**, los haces asociados con el sistema de formación de imágenes y la óptica de observación visual pueden acoplarse con el sistema de suministro láser 1, por ejemplo, a través de un espejo divisor de haz/dicroico 600. La presente solicitud no describirá de forma amplia las diversas combinaciones del sistema de suministro láser 1 con los sistemas de formación de imágenes, observación y seguimiento.

La **FIG. 1** ilustra un sistema de suministro láser 1, que incluye un Motor Láser 100, un Precompensador 200, un Escáner XY 300, un bloque Expansor de Haz Primero 400, un bloque Expansor de Haz Móvil 500, un espejo Divisor de Haz/dicroico 600, un Objetivo 700 y una interfaz de paciente 800, en donde el bloque de Expansión de Haz Primero 400 y el bloque Expansor de haz Móvil 500 se denominarán conjuntamente Escáner Z 450.

En muchas implementaciones a continuación, se utiliza la convención que la dirección Z es la dirección, en esencia, a lo largo de la trayectoria óptica del haz láser o a lo largo del eje óptico del elemento óptico. Las direcciones transversales a la dirección Z son referidas como 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 se pueden describir mejor en términos de coordenadas radiales. Por tanto, los términos transversal, XY o direcciones radiales indican direcciones análogas en las implementaciones descritas, todas aproximadamente (pero necesariamente de forma precisa) perpendiculares a la dirección Z.

1. El motor láser 100

El motor láser 100 puede incluir un láser para emitir pulsos láser con parámetros láser predeterminados. Estos parámetros láser pueden incluir la duración de pulso en el rango de 1 femtosegundo a 100 picosegundos, o dentro del rango de 10 femtosegundos a 10 picosegundos, o en algunas formas de realización el rango de 100 femtosegundos a 1 picosegundo. Los pulsos láser pueden tener una energía por pulso en el rango de 0,1 microjulios a 1000 microjulios, en otras formas de realización en el rango de 1 microjulio a 100 microjulios. Los pulsos pueden tener una frecuencia de repetición en el rango de 10 kHz a 100 MHz, en otras formas de realización en el rango de 100 kHz a 1 MHz. Otras formas de realización pueden tener parámetros láser que caen dentro de una combinación

de estos límites de rango, tales como un rango de duración de pulso de 1-1000 femtosegundos. Los parámetros láser para un procedimiento particular se pueden seleccionar dentro de estos amplios rangos, por ejemplo, durante un procedimiento preoperatorial, o basándose en un cálculo que esté basado en ciertos datos del paciente, tales como su edad.

- 5 Ejemplos del motor láser 100 pueden incluir láseres Nd:vidrio y Nd:Yag y otros láseres en una amplia variedad. La longitud de onda de operación del motor láser puede estar en el infrarrojo o en el rango visible. En algunas formas de realización, la longitud de onda de operación puede estar en el rango de 700 nm-2 micras. En algunos casos, la longitud de onda de operación puede estar en el rango de 1,0-1,1 micras, por ejemplo, en láseres de infrarrojos basados en Yb o Nd.
- 10 En algunas implementaciones los parámetros láser de los pulsos láser pueden ser ajustables y variables. Los parámetros láser pueden ser ajustables con un corto tiempo de cambio, permitiendo de este modo al operador del sistema de suministro láser quirúrgico 1 cambiar los parámetros láser durante una cirugía compleja. Un cambio de parámetros de este tipo puede iniciarse en respuesta a una lectura de un subsistema de detección o formación de imágenes del sistema de suministro láser 1.
- 15 Otros cambios de parámetros se pueden realizar como parte de un procedimiento multi-etapa durante el cual el sistema de suministro láser se puede utilizar primero para un primer procedimiento quirúrgico, seguido de un segundo procedimiento quirúrgico diferente. Los ejemplos incluyen realizar primero una o más etapas quirúrgicas en una región de una lente de un ojo, tal como una etapa de capsulotomía, seguida de un segundo procedimiento quirúrgico en una región corneal del ojo. Estos procedimientos pueden realizarse en varias secuencias.
- 20 Los láseres de alta frecuencia de repetición de pulsos que operan con una frecuencia de repetición de pulsos de decenas a cientos de miles de disparos por segundo o superior con relativamente baja energía por pulso se pueden utilizar para aplicaciones quirúrgicas para lograr determinadas ventajas. Dichos láseres utilizan relativamente baja energía por pulso para localizar el efecto al tejido provocado por la fotodisrupción inducida por láser. En algunas implementaciones, por ejemplo, la extensión del tejido afectado puede limitarse a unas pocas micras o unas pocas decenas de micras. Este efecto localizado del tejido puede mejorar la precisión de la cirugía láser y puede ser deseable en determinados procedimientos quirúrgicos. En varias implementaciones de dichas cirugías, se pueden suministrar muchos cientos, miles o millones de pulsos a una secuencia de focos 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.
- 25 Los parámetros de los pulsos y el patrón de escaneo se pueden seleccionar mediante diversos métodos. Por ejemplo, pueden basarse en una medida preoperatoria de las propiedades ópticas o estructurales de la lente. La energía láser y la separación de focos también se pueden seleccionar en base a una medición preoperatoria de las propiedades ópticas o estructurales de la lente o en un algoritmo dependiente de la edad.

2. Precompensador 200

- 35 La **FIG. 2** ilustra que el frente de onda del haz láser puede desviarse de un comportamiento ideal de varias maneras diferentes y por varias razones diferentes. Un gran grupo de estas desviaciones se llaman aberraciones. Las aberraciones (y las otras distorsiones del frente de onda) desplazan los puntos imagen reales de los puntos imagen Gaussianos paraxiales ideales. La **FIG. 2** ilustra los frentes de onda de la luz que sale a través de una pupila de salida ExP. El frente de onda esférico no distorsionado G emana de la pupila y converge a un punto P1 en el centro de curvatura del frente de onda G. G también se llama la esfera de referencia Gaussianiana. Un frente de onda aberrado W se desvía de G y converge a un punto P2 diferente. La aberración ΔW del frente de onda W aberrado en el punto Q1 se puede caracterizar por la longitud óptica de la vía con respecto a la esfera de referencia G no distorsionada: $\Delta W = n_i \overline{Q1Q2}$, donde n_i es el índice de refracción del medio en el espacio imagen y $\overline{Q1Q2}$ es la distancia de los puntos Q1 y Q2.
- 40 En general, la aberración ΔW depende de las coordenadas tanto en la pupila de salida, así como en el plano focal. Por lo tanto, esta aberración ΔW puede ser también considerada como una función de correlación: representa que el conjunto de puntos cuya imagen converge a P2, retirado de P1 en el eje óptico r' , están situados en una superficie W, que se desvía de la esfera de referencia G una cantidad de ΔW a la distancia radial r en la pupila de salida ExP. Para un sistema con simetría de rotación, ΔW se puede escribir en términos de una expansión doble de series de potencias en r y r' como:

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

Aquí r' es la coordenada radial del punto imagen P2 en el plano focal y r es la coordenada radial del punto Q1 en la pupila. La dependencia angular está representada por Θ , el ángulo esférico. $n = 2p + m$ es un número entero positivo y $2l+m a_{nm}$ son los coeficientes de expansión del frente de onda W aberrado. Para referencia, véase, por

ejemplo: Formación de imágenes y aberraciones ópticas, Parte I. Óptica Geométrica del Rayo por Virendra N. Mahajan, Revista de Ingeniería Óptica SPIE. El orden i de un término de aberración está dado por $i = 2l + m + n$.

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

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

dónde

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

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

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

De la misma manera que la accesibilidad experimental y la capacidad de prueba, se observa que el comportamiento de un haz en un tejido biológico, tal como el ojo, puede no ser el más fácil de medir. Como ayuda, los estudios indican que los rayos en el ojo pueden comportarse de forma muy análoga a los rayos en agua salada con la concentración de sal fisiológicamente apropiada, donde se pueden medir y describir cuantitativamente. Por lo tanto, a lo largo de la solicitud cuando se describa el comportamiento del sistema de suministro láser en el ojo, se entiende que esta descripción se refiere al comportamiento en el tejido ocular descrito o en el agua salada correspondiente.

Las FIG. 3A-C ilustran una segunda medida de aberraciones. El sistema de suministro láser 1, que estaba configurado para enfocar un haz en un plano focal 210 a la profundidad A, puede provocar una aberración esférica si se hace funcionar para enfocar el haz en un plano focal 211 de operación a la profundidad B en su lugar. Una situación de este tipo puede ocurrir, por ejemplo, durante un procedimiento de escaneo tridimensional, cuando el punto focal del haz láser se mueve desde el plano focal 210 al plano focal 211.

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

La FIG. 3B ilustra el caso cuando el sistema de suministro láser 1 escanea el foco a una cierta distancia, tal como unos pocos milímetros, fuera del plano focal 210 óptimo, a un plano focal 211 de operación. Visiblemente, los rayos pasan a través de un punto focal de un radio $r_f(B)$ más grande que $r_f(A)$, causando una aberración esférica. Se han desarrollado fórmulas matemáticas de diversa precisión que asocian los coeficientes de aberración a_{nm} y el radio del punto focal r_f . En algunos casos, el radio del punto focal r_f es una medida experimentalmente más accesible para cuantificar las aberraciones que los coeficientes de aberración a_{nm} .

La FIG. 3C ilustra una definición más cuantitativa del radio del punto focal r_f . La FIG. 3C ilustra la energía contenida en un foco de radio r , medido desde un centroide del haz. Una definición ampliamente aceptada del radio del punto focal r_f es el radio, dentro del cual está contenido el 50% de la energía del haz. La curva etiquetada "A" muestra que en un haz de difracción limitada, cuando el haz se enfoca a su plano focal 210 óptimo, como en la FIG. 3A, el 50% por ciento de la energía del haz puede estar contenida o encerrada, en un foco de radio $r = 0,8$ micras, que proporciona una definición útil de $r_f(A)$.

Los procedimientos quirúrgicos basados en la rotura óptica inducida por láser (LIOB) pueden tener mayor precisión y eficiencia y menores efectos no deseados si la energía del haz láser se deposita en un punto focal bien o claramente definido. LIOB es un proceso altamente no lineal con un umbral de intensidad (plasmático); normalmente, el tejido expuesto a un haz con intensidad superior al umbral plasmático se convierte en plasma, mientras que el tejido expuesto a un haz con intensidad inferior al umbral plasmático no experimenta la transición a plasma. Por lo tanto,

un ensanchamiento del punto focal por aberración reduce la fracción del haz que alcanza intensidad en el plano focal mayor que el umbral plasmático y aumenta la fracción del haz cuya intensidad permanece inferior al umbral. Esta última fracción del haz no es absorbida de forma eficaz por el tejido objetivo y continúa propagándose a través del tejido ocular, en la mayoría de los casos hasta la retina, pudiendo provocar una exposición de la retina indeseable.

Para los procedimientos quirúrgicos dirigidos a la corrección de la córnea, el plano focal normalmente se escanea, o desplaza, en la dirección Z (a lo largo del eje óptico) solamente aproximadamente 0,6 mm a partir de su profundidad óptima o nominal, ya que el espesor de la córnea es, en esencia, de 0,6 mm, en raros casos más grueso, pero aún sin exceder de 1 mm. La curva etiquetada "B" ilustra que cuando el plano focal de un haz se desplaza desde su plano focal 210 óptimo alrededor de 1 mm (una estimación superior para procedimientos corneales) hacia el plano focal 211 de operación, el 50% de la energía del haz está contenida dentro del radio del punto focal de $r_f(B) = 1,8$ micras. Aunque este cambio introduce una aberración, su medida es limitada. Proporcionalmente, algunos de los sistemas láser corneales existentes no compensan en absoluto esta aberración, mientras que otros introducen sólo un cierto nivel limitado de compensación.

Además de los coeficientes de aberración a_{nm} y el radio del punto focal r_f , una tercera medida de las aberraciones es la llamada relación Strehl S. La relación Strehl S de un sistema puede ser definida en referencia a un haz que emana de una fuente de puntos, como un pico de intensidad del haz en el plano focal del sistema dividido por la intensidad de pico máxima teórica de un sistema de formación de imágenes perfecto equivalente, que trabaje en el límite de difracción. Definiciones equivalentes también son conocidas en la literatura y están dentro del alcance de la definición de la relación Strehl S.

En correspondencia con esta definición, cuanto menor es el valor de S, más grande es la aberración. Un haz no aberrado tiene $S = 1$ y convencionalmente, cuando $S > 0,8$, se dice que el sistema de formación de imágenes es de difracción limitada.

Una cuarta definición de las aberraciones es ω , una raíz media cuadrática o RMS, error de frente de onda que expresa la desviación ΔW del frente de onda aberrado W desde el frente de onda G no distorsionado de la FIG. 2, promediada sobre todo el frente de onda en la pupila de Salida Exp. ω se expresa en unidades de la longitud de onda del haz, lo que la hace una cantidad adimensional.

La FIG. 4 ilustra que para aberraciones relativamente pequeñas ω y S están relacionadas por la siguiente fórmula empírica:

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

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

La totalidad de las cuatro de las medidas anteriores de aberración son útiles para el diagnóstico de problemas y para optimizar el diseño del sistema de suministro láser 1. En consecuencia, a continuación, la terminología general "medida de aberración" puede referirse a una cualquiera de estas medidas o sus equivalentes. En particular, el aumento de la aberración es captado por un aumento de los coeficientes de aberración a_{nm} , el radio del punto focal r_f y el error RMS ω del frente de onda, pero por una disminución de la relación Strehl S.

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

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, la relación Strehl, por su propia construcción, es $S = 1$.

Las cirugías LASIK forman normalmente lamelas en una profundidad de 0,1 mm. A estas profundidades, la relación Strehl S se reduce a aproximadamente 0,996, sólo una pequeña disminución. Incluso a 0,6mm de profundidad, aproximadamente en la superficie posterior de la córnea, S es aproximadamente 0,85. Aunque esto es una disminución no despreciable de la intensidad de pico, todavía se puede compensar mediante el ajuste de la intensidad del haz láser.

Por otro lado, a 5 mm de profundidad, que caracterizan a la superficie anterior de la lente cristalina en el ojo, la relación Strehl puede disminuir a $S = 0,054$. A esta profundidad y relación Strehl, la intensidad del haz se reduce considerablemente por debajo del umbral plasmático y por lo tanto el haz es incapaz de generar LIQB. Esta pérdida

drástica de intensidad de pico no puede ser compensada mediante el aumento de la energía del láser sin efectos indeseables tales como una importante sobre-exposición de la retina o un aumento excesivo del tamaño de burbuja.

La **Tabla 1** ilustra la aberración esférica a_{40} , correspondiente a las relaciones Strehl que se acaban de describir. Visiblemente, la aberración esférica aumenta aproximadamente de forma lineal con la profundidad del tejido, mientras que la relación Strehl S se comporta de una manera no lineal:

5

Tabla 1

Profundidad en tejido [mm]	Aberración esférica a_{40} [micras]	relación 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

10

15

En los procedimientos quirúrgicos dirigidos a la realización de la lisis de lente, capsulotomía u otros procedimientos quirúrgicos en la lente cristalina, el plano focal a menudo se escanea a lo largo de toda la profundidad de la lente, que puede ser tanto como 5 mm. Por otra parte, en los sistemas de lente-córnea integrados, la profundidad de escaneo total puede extenderse desde la córnea a la superficie posterior de la lente, aproximadamente 10 mm. La curva etiquetada "C" en la **FIG. 3C** indica que en dichos casos el radio del punto focal crece hasta $r_f(C) = 18$ micras, valor que es demasiado grande para aparecer incluso en la misma parcela que $r_f(A)$ y $r_f(B)$. En algunas formas de realización, el plano focal óptimo puede ser elegido para estar a mitad de camino en el rango de la profundidad de escaneo y el haz láser de escaneo tal vez en un rango de profundidad de más/menos 5 mm. En este caso $r_f(C)$ puede reducirse a 10 micras.

20

Estos grandes valores $r_f(C)$ se traducen en una gran cantidad de aberración en las otras tres medidas de aberración a_{40} , S y ω . Es evidente que, en contraste con los procedimientos corneales que escanean sólo unas pocas décimas de milímetro, estas grandes aberraciones de la cirugía de lente plantean numerosos desafíos para el diseño del sistema de suministro láser 1 para compensar o manejar sus consecuencias indeseables.

25

30

35

Para abordar el problema de las grandes medidas de aberración, asociadas con la cirugía de lente, algunas formas de realización incluyen el Precompensador 200 para precompensar la aberración esférica y mejorar las medidas de aberración. Estas aberraciones se pueden desarrollar en el tejido objetivo o a lo largo de una parte de la vía óptica dentro del sistema de suministro láser 1 o a lo largo de toda la vía óptica.

La **FIG. 5** ilustra (no a escala) que, dado 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, en lo que sigue cuando se describa que una medida de aberración asume un valor, esto se referirá a que la medida de aberración asume el valor descrito en algunos puntos de referencia seleccionados. Un conjunto de puntos de referencia pertinente se puede describir mediante sus coordenadas cilíndricas (z, r): P1 = (0,0), P2 = (2,6), P3 = (5,0), P4 = (8,0), P5 = (8,3), todas en milímetros. Dado que las principales estructuras del ojo presentan una simetría cilíndrica aproximada, estos puntos de referencia P se pueden localizar en cualquier ángulo de acimut \emptyset . Por lo tanto, estos puntos P serán referidos por solamente dos de sus tres coordenadas cilíndricas, siendo suprimido el ángulo de acimut \emptyset . P1 es un punto típico de un procedimiento corneal situado en el centro, P2 es típico de los procedimientos corneales periféricos, P3 está relacionado con la región anterior de la lente, P4 está relacionado con la posterior de la lente y P5 es un punto de referencia de lente periférico. Otros puntos de referencia pueden ser adoptados para caracterizar las aberraciones de un sistema de suministro láser igualmente. En algunos casos, una medida de aberración se puede referir a la medida de aberración promedio durante el frente de onda de operación o área iluminada.

40

Las medidas de aberración se pueden determinar de varias maneras diferentes. Un frente de onda del haz láser se puede seguir con un proceso de diseño asistido por ordenador (CAD) a través de una sección seleccionada de la vía óptica, tal como un modelo del tejido objetivo o una sección del sistema de suministro láser 1. O bien, la aberración del haz láser se puede medir en un sistema de suministro láser real o una combinación de estos dos procedimientos.

45

En consecuencia, en algunas implementaciones la precompensación, introducida por el Precompensador 200 puede ser seleccionada determinando, calculando o midiendo una medida de aberración lo largo de una parte seleccionada de la vía óptica, que puede incluir el propio tejido objetivo y a continuación determinar una cantidad de precompensación que se necesite para compensar una parte preseleccionada de la aberración determinada/calculada/medida.

El Precompensador 200 puede corregir o precompensar la aberración esférica de manera eficiente, porque las aberraciones esféricas afectan predominantemente a los rayos axiales. Otros tipos de aberraciones, tales como las aberraciones transversales, el astigmatismo y el coma, afectan a los rayos con ángulo distinto de cero, así como a

los rayos de campo, que incluyen a los rayos que están desplazados del eje óptico. Mientras que el haz láser, generado por el motor láser 100 es un haz esencialmente axial, los diversos bloques de la vía óptica, el más en particular el escáner XY 300, transforman este haz axial en un haz de ángulo distinto de cero, que tienen los rayos de campo.

5 Por lo tanto, en los diseños donde se coloca un precompensador después del Escáner XY 300, los rayos de campo del haz pueden desarrollar varias aberraciones diferentes. Esta aparición de diferentes aberraciones plantea grandes desafíos de diseño debido a que (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 lo tanto, compensar un tipo de aberración normalmente induce otros tipos no deseados de aberración.

10 Por lo tanto, en las arquitecturas donde se coloca un compensador después del Escáner XY, las aberraciones esféricas son normalmente compensadas sólo hasta un grado limitado y a expensas de introducir otros tipos de aberraciones no deseadas.

Por el contrario, las formas de realización del presente sistema de suministro láser 1 pueden tener el Precompensador 200 antes que el Escáner XY 300. Este diseño permite que el Precompensador 200 precompense una aberración esférica sin introducir otros tipos de aberraciones no deseadas.

15 Algunas implementaciones pueden incluso explotar la anteriormente mencionada interdependencia de las aberraciones sobre y fuera del eje mediante la introducción de 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 láser o el tejido objetivo.

20 Las FIG. 6A-B ilustran esquemáticamente una operación idealizada del Precompensador 200.

La FIG. 6A ilustra un sistema de suministro láser 1 sin un precompensador. En general, un segmento de la vía óptica 301 puede introducir cierto nivel de la aberración esférica. Esto es mostrado por un frente de onda sin distorsión que entra en el segmento de la vía óptica 301 y un frente de onda con aberraciones que abandona el segmento de la vía óptica 301. Este segmento puede ser cualquier segmento de la vía óptica, tal como una parte del tejido objetivo o todo el tejido objetivo o una parte de la vía dentro del sistema de suministro láser 1.

25 La FIG. 6B ilustra que el Precompensador 200 puede introducir una compensación (o de forma complementaria) distorsión del frente de onda. Este frente de onda precompensado entra a continuación en el segmento de la vía óptica 301, lo que provoca que genere un frente de onda con una distorsión reducida o incluso sin distorsión.

30 Algunos sistemas existentes no tienen un compensador dedicado en absoluto. Otros sistemas pueden compensar la aberración esférica solamente de una manera distribuida mediante las lentes de grupos de lentes que tienen otras funciones también y están colocadas después del escáner XY. En estos sistemas existentes, los parámetros de las lentes son elegidos como resultado de hacer compromisos entre las diferentes funcionalidades, lo que conduce a limitaciones en su rendimiento.

35 Por el contrario, las formas de realización del sistema de suministro láser 1 pueden tener el Precompensador 200 dedicado dispuesto antes 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 láser desde el motor láser 100. Puesto que debido a su posición el haz láser alcanza el Precompensador 200 sin desarrollar rayos con ángulo distinto de cero o rayos de campo (que podrían ser provocados por el Escáner XY 300), estas formas de realización pueden lograr un alto nivel de precompensación. La precompensación también es eficaz debido a que es una función principal del Precompensador 200 y por lo tanto los compromisos de diseño pueden mantenerse muy limitados, en contraposición a los sistemas existentes, que compensan con lentes que proporcionan funciones adicionales.

40 Por estas razones, en dichas implementaciones es posible corregir la aberración esférica hasta un alto grado sin afectar o introducir otros tipos de aberraciones.

45 Es conocido 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 lo tanto, en algunas implementaciones del sistema de suministro láser 1, una cantidad no deseada de la aberración esférica puede ser precompensada diseñando el Precompensador 200 para introducir una cantidad igual de aberración, pero con el signo opuesto.

50 Como ejemplo, cuando la profundidad del punto focal dentro del tejido ocular se desplaza 5 mm fuera de su plano focal óptico, la aberración esférica a_{40} (de acuerdo con la Tabla 1) es -2,0 micrómetros. En consecuencia, 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 cambio de 5 mm del punto focal y, proporcionalmente, aumentar la relación Strehl desde $S = 0,054$ de nuevo a $S = 1$. (Este ejemplo sencillo ignora otras fuentes de aberraciones.)

Algunas implementaciones a continuación se caracterizarán mediante la comparación de las medidas de aberración de sistemas de suministro láser 1 "no precompensados", es decir, sistemas de suministro láser donde el Precompensador 200 ha sido eliminado, con sistemas de suministro láser "precompensados", es decir, sistemas en los que el Precompensador 200 no se ha eliminado.

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

10 Como se indicó anteriormente, esta relación Strehl S aquí y más adelante puede referirse a una cualquiera de las relaciones Strehl $S(P1), \dots, S(P5)$ en los cinco puntos de referencia P1-P5 anteriores, o a la relación Strehl en algunos otros puntos de referencia predeterminados, o a un promedio de las relaciones Strehl en los cinco puntos de referencia, o a un promedio en el frente de onda de operación.

15 Además, la relación Strehl puede referirse a todo el sistema de suministro láser 1, que recibe el haz láser desde el Motor Láser 100, que termina en el Objetivo 700 y forma el punto focal en un tejido objetivo oftálmico. En algunos otros casos, el término puede referirse a otros objetivos, incluyendo el aire. En algunas implementaciones, el término puede referirse a un subsistema del sistema de suministro láser 1.

20 En algunas implementaciones, la adición del Precompensador 200 al sistema de suministro láser 1 no precompensado puede aumentar una relación Strehl de un valor no precompensado inferior a $S = S(\text{precomp})$ a un valor precompensado superior a $S = S(\text{precomp})$ para los pulsos que tienen un ancho de banda asociado al menos un orden de magnitud mayor que el ancho de banda transformado-limitado de los pulsos láser con una duración de un picosegundo o más larga. Como anteriormente, $S(\text{precomp})$ puede ser 0,6, 0,7, 0,8 o 0,9, por ejemplo.

25 En algunas implementaciones la adición del Precompensador 200 al sistema de suministro láser 1 puede aumentar una relación Strehl desde un valor no precompensado inferior a $S = S(\text{precomp})$ hasta un valor precompensado superior a $S = S(\text{precomp})$ sobre un rango de longitudes de onda desde 0,4 micras a 1,1 micras. Como anteriormente, $S(\text{precomp})$ puede ser 0,6, 0,7, 0,8 o 0,9, por ejemplo.

30 En algunas implementaciones la adición del Precompensador 200 puede aumentar una apertura numérica del sistema desde un valor no precompensado inferior a $NA = NA(\text{precomp})$, correspondiente al sistema de suministro láser 1 sin el Precompensador 200, hasta un valor precompensado anteriormente $NA = NA(\text{precomp})$ 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 añadir el Precompensador 200 a un sistema de suministro láser 1 sin que se pueda disminuir el radio r_f del punto focal en un tejido objetivo desde un valor no precompensado anteriormente $r_f(\text{precomp})$ hasta un valor precompensado a continuación $r_f(\text{precomp})$, correspondiente al sistema de suministro láser 1 con el Precompensador 200. En algunas implementaciones $r_f(\text{precomp})$ puede ser de 2, 3 o 4 micras.

35 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 láser 1 no precompensado hasta un valor $\omega < \omega(\text{precomp})$ para el sistema de suministro láser 1 precompensado. 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 láser, por ejemplo.

40 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 láser 1 no precompensado hasta un valor $a_{40} < a_{40}(\text{precomp})$ para el sistema de suministro láser 1 precompensado. En algunas implementaciones $a_{40}(\text{precomp})$ puede ser 2, 3 o 4 micrómetros, por ejemplo.

45 En algunas implementaciones, la instalación del Precompensador 200 en un sistema de suministro láser 1 no precompensado puede reducir al menos una de las siguientes medidas de aberración: el error RMS ω del frente de onda, la medida de la aberración esférica a_{40} y el radio r_f del punto focal desde un valor no precompensado por al menos un porcentaje de precompensación $P(\text{precomp})$, o aumentar una relación Strehl S al menos el porcentaje de precompensación $P(\text{precomp})$. En algunas implementaciones $P(\text{precomp})$ puede ser del 10% o 20% o 30% o 40%, por ejemplo.

50 Como se describió anteriormente, cualquiera de estas medidas de aberración puede pertenecer a uno cualquiera de los puntos de referencia P1, ... P5, o a algunos otros puntos de referencia predeterminados, o a un promedio de los valores en los puntos de referencia, o puede ser un promedio sobre el frente de onda.

En algunas formas de realización, el Precompensador 200 puede compensar aberraciones no esféricas, tales como aberraciones de primer orden o superior también. En algunos casos se puede realizar la precompensación de los rayos fuera del eje también.

En algunas implementaciones, el Precompensador 200 precompensa otros tipos de aberraciones, aunque no aumenta el error RMS del frente de onda más de 0,075, o mantiene la relación Strehl superior a $S(\text{precomp})$, que tiene un valor, por ejemplo, de 0,8.

5 En algunas implementaciones el Precompensador 200 puede aumentar el radio del haz rb que sale del Precompensador 200 a un valor superior a $rb = rb(\text{precomp})$, donde $rb(\text{precomp})$ puede ser, por ejemplo, 5 mm o 8 mm.

Algunas de estas funcionalidades se pueden alcanzar mediante la inclusión de una o más lentes móviles en el Precompensador 200. Los actuadores de posición pueden mover la lente o lentes móviles, cambiando la distancia entre algunas de las lentes del Precompensador 200.

10 En las implementaciones con una lente móvil, la lente móvil del Precompensador 200 puede mover el plano focal o foco del sistema de suministro láser 1 a lo largo del eje óptico unos 0,3-4,0 mm. En algunas otras implementaciones, unos 0,5-2,0 mm.

15 En algunas implementaciones, cuando al menos una de las relaciones Strehl $S(\text{bajas})$ en los cinco puntos de referencia descritos anteriormente P1, ... P5 es inferior a $S = S(\text{móvil})$ cuando la lente móvil está en una posición media, la lente móvil se puede mover para aumentar la relación Strehl $S(\text{baja})$ a un valor superior a $S = S(\text{móvil})$. $S(\text{móvil})$ puede ser 0,6, 0,7, 0,8 o 0,9.

En algunas implementaciones la lente móvil se puede mover para variar la relación de Strehl S en el rango de 0,6-0,9. En otra implementación en el rango de 0,70-0,85.

20 Dado que el Precompensador 200 se sitúa antes del escáner XY 300 u otros expansores de haz, el radio del haz es todavía pequeño. Por lo tanto, la lente móvil puede ser pequeña. Y puesto que la lente móvil es pequeña, los actuadores de posición pueden moverla muy rápido, lo que permite un cambio muy rápido de la profundidad focal. Esta característica acelera el escaneo en profundidad o escaneo Z en estas formas de realización y puede hacer la velocidad de escaneo Z comparable a la velocidad de escaneo XY normalmente más rápida.

25 En algunos sistemas existentes típicos, las aberraciones son compensadas predominantemente mediante medios ópticos, tales como lentes. El Precompensador 200 con lente móvil descrito en la presente memoria puede utilizar la lente o lentes móviles rápidas para llevar a cabo esta función también. En particular, cuando el haz láser se escanea con el Escáner XY 300, la lente o lentes móviles se pueden mover con una velocidad suficientemente alta para que las aberraciones asociadas con el escaneo XY sean compensadas a un nivel deseado.

30 La **FIG. 7A** ilustra que este aspecto puede ser útil cuando un corte quirúrgico transversal 206 se realiza, en esencia, siguiendo la superficie de contacto de una interfaz plana o curva de paciente 208. La velocidad de la pequeña lente móvil hace que sea posible que el escaneo Z se lleve a cabo a la velocidad requerida por el escaneo XY, formando el corte curvo deseado.

En algunas implementaciones una curvatura, o radio del corte curvo, o línea objetivo curva puede ser menor que 1 mm, 10 mm y 100 mm.

35 La **FIG. 7B** ilustra otro aspecto útil de una velocidad de escaneo Z alta. El plano focal de la mayoría de los sistemas ópticos está algo curvado. Si se desea crear un corte transversal, en esencia, recto que por lo tanto no siga la curvatura del plano focal, la profundidad focal necesita ser continuamente reajustada, de forma sincronizada con el escaneo XY transversal rápido para compensar la curvatura del plano focal. Por ejemplo, para cortes radiales o cortes planos con un patrón de escaneo rasterizado el cambio de la coordenada radial o XY puede ser muy rápido. 40 En estos procedimientos una velocidad de escaneo Z rápida puede ayudar a formar el corte recto deseado.

Por último, la velocidad de escaneo Z alta puede ser también útil para llevar a cabo algunos procedimientos quirúrgicos rápido, tales como los procedimientos corneales.

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

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

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

En algunas implementaciones la lente móvil del grupo de lentes se puede mover en un rango de movimiento Z para reducir una primera medida de aberración al menos un porcentaje móvil P(móvil). Aquí la primera medida de

aberración puede ser un coeficiente de aberración esférica a_{40} , un error RMS ω del frente de onda y un radio r_f del punto focal, y el porcentaje móvil $P(\text{móvil})$ puede ser del 10%, 20%, 30% y 40%.

En algunas implementaciones la lente móvil del grupo de lentes se puede mover en un rango de movimiento Z para aumentar una relación Strehl S al menos un porcentaje móvil $P(\text{móvil})$, que puede ser del 10%, 20%, 30% y 40 %.

- 5 En algunas implementaciones, el Precompensador 200 de lente móvil es capaz de cambiar una apertura numérica NA del sistema de suministro láser 1, una profundidad Z del punto focal, una cualquiera de las medidas de aberración y un diámetro de haz, en esencia, de forma independiente moviendo la lente móvil. En otras palabras, el movimiento de la lente móvil es capaz de variar una cualquiera de estas cuatro características del sistema de suministro láser 1 sin cambiar las otras dos características. Estas formas de realización ofrecen un control considerable para el operador de la forma de realización.

Algunas de las funciones del Precompensador 200 son referidas a veces como acondicionamiento de haz o expansión de haz. Proporcionalmente, en algunos bloques de sistemas existentes con funciones análogas son referidas como acondicionador de haz o expansores de haz.

- 15 En algunas formas de realización el Precompensador 200 incluye sólo una lente para lograr las funcionalidades anteriores.

En algunas formas de realización el Precompensador 200 incluye de dos a cinco lentes para lograr las funcionalidades anteriores.

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

- 20 La FIG. 8B ilustra una forma de realización de tres lentes del Precompensador 200' de lente móvil, que incluye la lente 221', la lente 222' y la lente 223' móviles.

La FIG. 8C ilustra una realización de cuatro lentes del Precompensador 200'', que incluye las lentes 231-234.

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

- 25 Las Tablas 2-4 ilustran diversas implementaciones de tres lentes de los Precompensadores 200 y 200' de las FIG. 8A-B. Las formas de realización del Precompensador 200 pueden implementarse utilizando lentes delgadas. Por lo tanto, pueden ser descritos en términos de potencias de refracción de las lentes individuales y sus distancias desde la siguiente lente.

- 30 La Tabla 2 ilustra una forma de realización de tres lentes fijas del Precompensador 200, también mostrado en la FIG. 8A. En la Tabla 2 la columna 1 muestra el número de lente, la columna 2 la potencia de refracción medida en dioptrías D_i ($i = 1, 2, 3$) y la columna 3 la distancia d_i ($i = 1, 2$) entre las lentes i e $i+1$.

Tabla 2 para la FIG. 8A

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

- 35 La Tabla 3 ilustra una posible implementación del Precompensador 200' con dos lentes móviles 222' y 223', como en la FIG. 8B, que muestra las separaciones de lentes d_{iA} y d_{iB} en dos configuraciones A y B en las columnas 3 y 4. El espaciado de lentes d_i puede variar continuamente entre d_{iA} y d_{iB} .

Tabla 3 para la FIG. 8B

Número de lente	Potencia de refracción [l/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'	$D3=(-3,5, -6)$		

- 40 La Tabla 4 ilustra que en diversas implementaciones los parámetros anteriores D_i y d_i pueden asumir valores en intervalos amplios, dependiendo de un gran número de consideraciones de diseño, tales como los diferentes

tamaños de haz y el espacio disponible. Algunos de los parámetros de estas implementaciones pueden asociarse con las formas de realización de las **Tablas 2-3** mediante escalado: las potencias de refracción con un factor de escala a y las distancias con un factor de escala correspondiente $1/a$. Además, las potencias de refracción se pueden modificar adicionalmente mediante los factores de tolerancia $t1$ hasta $t3$ para permitir diferencias en las tolerancias y las implementaciones de diseño. Estas relaciones se resumen en la **Tabla 4**:

5

Tabla 4 para las FIG. 8A-B

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

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

10 Análogamente, la **Tabla 5** ilustra varias implementaciones de cuatro lentes del Precompensador 200", en donde las lentes 231, 232, 233 y 234 son fijas, según se muestra en la **Fig. 8C**.

La Tabla 5 para la figura. 8C

Número de lente	Potencia de refracción [l/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	$D4=(7, 10)$	

15 La **Tabla 6** ilustra una implementación de cuatro lentes del Precompensador 200" de la **Fig. 8D**, con una lente móvil 232'.

Tabla 6 para la FIG. 8D

Número de lente	Potencia de refracción [l/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	$D4=(7, 10)$		

20 Como en las tres implementaciones de tres lentes, los parámetros de los Precompensadores de cuatro lentes 200" y 200" pueden asumir valores en rangos amplios. Los parámetros de algunas de estas implementaciones de nuevo pueden estar relacionados entre sí mediante factores de escala a , $1/a$, $t1$, $t2$, $t3$ y $t4$, respectivamente, en analogía con la **Tabla 4**. El factor de escala a pueden estar en el rango de 0,2 a 5 y los factores de tolerancia $t1$, ... $t4$ pueden estar en un rango de 0,7 a 1,3.

25 En otras formas de realización, se emplean otras combinaciones y rangos. Dentro de estos rangos, son posibles muchas formas de realización del sistema de suministro láser 1, ya que el sistema puede ser optimizado para muchas funcionalidades diferentes que dan lugar a diferentes opciones. Los compromisos de diseño y limitaciones de optimización pueden conducir a un gran número de implementaciones, cada una con sus propias ventajas. El gran número de posibilidades se ilustra mediante los rangos de parámetros en las anteriores **Tablas 2-6**.

30 En una implementación del Precompensador 200' de lente móvil, la lente móvil puede cambiar una de las características del sistema láser, en esencia, de forma 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 al operador cambiar, por ejemplo, la apertura numérica del sistema de suministro láser 1, sin cambiar por ejemplo la profundidad focal Z .

En algunas implementaciones el Precompensador 200 tiene dos elementos móviles independientes. Dichas implementaciones permiten al operador controlar independientemente dos características del haz láser, tales como por ejemplo, el diámetro de haz y la apertura numérica NA, al tiempo que las aberraciones se mantienen fijas.

5 La **FIG. 9** ilustra una forma de realización del sistema de suministro láser 1', donde se pone de relieve una funcionalidad de escaneo Z con diferentes bloques ópticos. En particular, el motor láser 100 genera un haz láser, que es recibido por un primer Escáner Z 250. El primer Escáner Z 250 recibe el haz láser desde el motor láser 100 y escanea un punto focal del sistema de suministro láser 1' a través de un primer intervalo Z a lo largo de un eje óptico del sistema de suministro láser 1'. El haz, generado por el primer Escáner Z 250 es recibido por el Escáner XY 300, que escanea el haz láser en una dirección, en esencia, transversal al eje óptico del sistema láser. El haz láser de escaneo XY generado es a continuación recibido por un segundo Escáner Z 450, que escanea el punto focal del sistema láser a través de un segundo intervalo Z a lo largo del eje óptico del sistema láser.

De acuerdo con la invención, el primer Escáner Z 250 está configurado de modo que el primer intervalo de Z sea adecuado para un procedimiento quirúrgico corneal y el segundo Escáner Z 450 está configurado de modo que el segundo intervalo Z sea adecuado para un procedimiento quirúrgico del segmento anterior.

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

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

20 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 rangos de 10-100 nanosegundos, 100 nanosegundos-1 milisegundo, 1 milisegundo-10 milisegundos y 10 milisegundos-100 milisegundos.

25 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 rangos 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 láser en más del 10%.

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

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

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

35 La **FIG. 10** muestra una tabla resumen de las muchas variaciones de los elementos descritos anteriormente. Según se muestra, algunas implementaciones pueden tener 0 escáneres de profundidad Z, 1 escáner de profundidad Z antes del Escáner XY 300, 1 escáner de profundidad Z después del Escáner XY 300 y 2 escáneres de profundidad Z, uno antes y uno después del Escáner XY 300.

Además, algunas implementaciones pueden tener 0 controladores NA, 1 controlador NA antes del Escáner XY 300, 1 controlador NA después del Escáner XY 300 y 2 controladores NA, uno antes y uno después del Escáner XY 300.

40 Aquí, los Escáneres Z y controladores NA bastante generalmente se refieren a una única lente o un grupo de lentes, que puede modificar la profundidad Z y la apertura numérica NA, respectivamente. En algunos casos estos modificadores pueden ser activados o controlados por un único actuador eléctrico, que hace que las lentes del modificador se muevan de forma sincrónica para modificar la NA o la profundidad Z del haz.

45 Tanto los Escáneres Z como los controladores NA pueden estar alojados en el primer Escáner Z 250 y el segundo Escáner Z 450 de la **FIG. 9**. En algunos casos los elementos ópticos correspondientes son distintos, en otras implementaciones el Escáner Z y el controlador NA que están alojados en mismo bloque del Escáner Z 250 o 450, pueden compartir una o más lentes, lentes móviles o actuadores eléctricos.

Como se muestra en la **FIG. 10**, 0 escáneres Z y uno o dos controladores NA operan en la profundidad Z fija, pero pueden controlar NA durante el escaneo XY.

50 1 Escáner Z y 0 controlador NA pueden realizar el escaneo Z.

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

2 Escáneres Z pueden realizar el escaneo Z a dos velocidades y también controlar NA, cuando se combinan con 1 o 2 controladores NA.

Los elementos ópticos no lentes también se utilizan en algunas implementaciones, tales como aperturas y pupilas variables.

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

La **FIG. 10** ilustra que las diversas características del sistema, tales como la profundidad Z del haz, su apertura numérica NA y su aberración, representada por su medida de aberración tal como la relación Strehl S, se pueden controlar o ajustar de forma independiente entre sí. Dichas formas de realización ofrecen un gran control y precisión al operador del sistema de suministro láser 1.

En formas de realización análogas, dicho doble acondicionado de haz puede realizarse para otros emparejamientos de características de haz. Por ejemplo, se pueden crear tablas similares con $4 \times 4 = 16$ emparejamientos con respecto a un controlador de aberración y un controlador del diámetro de haz. Aquí 0, 1 o 2 controladores de aberración se pueden emparejar en todas las combinaciones posibles con 0, 1 o 2 controladores del diámetro de haz.

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

3. Escáner XY 300

20 El Escáner XY 300 puede recibir el haz precompensado desde el Precompensador 200, ya sea directamente o indirectamente, después de haber pasado a través de algunos elementos ópticos intermedios. Una función del Escáner XY 300 puede ser escanear el haz recibido desde el Precompensador 200 en una dirección, en esencia, transversal a un eje óptico del sistema de suministro láser 1. En diversas formas de realización, la dirección "transversal" no es necesariamente perpendicular al eje óptico y puede incluir cualquier dirección que cree un ángulo significativo con el eje óptico.

En algunas formas de realización, el Escáner XY 300 genera un haz láser de escaneo, que, después de propagarse a través del sistema de suministro láser 1 y después de haber alcanzado la región quirúrgica, escanea en una dirección transversal desde cero hasta un máximo de un rango de escaneo XY de 5-14 mm. En algunas implementaciones el máximo del rango de escaneo XY está entre 8 y 12 mm.

30 La **FIG. 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 Y incluyen cada uno un espejo: un único espejo 310 de escaneo X y un único espejo 320 de escaneo Y. En dichos diseños el haz desviado por el espejo 310 de escaneo X golpea el espejo 320 de escaneo Y en diferentes puntos dependiendo de la orientación del espejo 310 de escaneo X. En particular, cuando el espejo 310 de escaneo X está en la posición 310a, el haz incidente 331 se refleja como haz 332a, mientras que cuando el espejo de escaneo X está girado en la posición 310b, el haz incidente se refleja como haz 332b.

Estos dos haces 332a y 332b golpean el espejo 320 de escaneo Y en diferentes posiciones y, por tanto, incluso para un espejo 320 de escaneo Y fijo en la posición 320a darán lugar a dos haces reflejados diferentes 333aa y 333ba, respectivamente. Peor aún, cuando el propio espejo 320 de escaneo Y se gira desde la posición 320a a 320b, los dos haces incidentes 332a y 332b dan lugar a dos haces reflejados adicionales 333ab y 333bb, propagándose la totalidad de los cuatro haces 333aa, 333ab, 333ba y 333bb en diferentes direcciones.

El problema puede ser caracterizado 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, en esencia, pasan a través todos los rayos, después de haber salido del elemento de escaneo óptico. Esta noción es la análoga del punto focal de los elementos refractivos no móviles, según se aplica para los elementos ópticos móviles, tales como los escáneres.

45 Usando esta terminología, se puede rastrear el origen del problema anterior en la **FIG. 11A** en el punto de pivote 315X del escáner X que está fijado en el propio espejo 310 de escaneo X. El haz de escaneo generado aparecerá para los elementos ópticos posteriores como después de haber emanado desde un único punto de pivote 315X en el espejo 310 de escaneo X y propagándose de este modo en un amplio rango de ángulos. Esta divergencia de los dos diseños de espejo puede conducir a varios tipos diferentes de aberraciones indeseables.

50 La **FIG. 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. Para mayor claridad, los espejos se muestran desde el lateral. En este diseño, los espejos 311 y 312 de escaneo X realizan la función de escaneo X de una manera coordinada. Como se muestra en la **FIG. 11B**, cuando el primer espejo 311 de escaneo X cambia su orientación desde 311a a 311b, el segundo espejo 312 de escaneo X puede girarse de manera coordinada desde 312a a 312b. Estas rotaciones de

escaneo coordinadas hacen posible que los haces desviados 332a y 332b en los dos estados de rotación pasen a través de un punto de pivote 315X, que se elevó fuera de la espejos de escaneo X.

5 Puesto que el punto de pivote 315X de escaneo X se ha levantado desde el propio espejo de escaneo X, su ubicación puede ser ajustada. En el diseño de la **FIG. 11B**, los espejos de escaneo X están diseñados para colocar el punto de pivote 315X, en esencia, sobre el espejo 320 de escaneo Y. En dichos diseños el problema del escáner X 310 en la **FIG. 11A** es, en esencia, resuelto y las aberraciones correspondientes se reducen mucho.

Sin embargo, incluso este diseño tiene un problema análogo al de la **FIG. 11A**, sólo en el contexto del espejo 320 de escaneo Y. En el diseño de la **FIG. 11B**, el punto de pivote 315Y de escaneo Y está todavía fijado al espejo de escaneo Y.

10 La pupila de entrada de un sistema óptico es la imagen del diafragma de apertura cuando se ve desde la parte frontal del sistema. La pupila de salida es la imagen del diafragma de apertura en el espacio de la imagen. En un sistema óptico con múltiples grupos de lentes las posiciones de las pupilas de entrada y salida son a menudo ajustadas cuidadosamente. En muchos diseños, la pupila de salida de un grupo de lentes coincide con la pupila de entrada del grupo de lentes siguiente.

15 Para el escáner XY 310 el punto de pivote puede ser considerado como la pupila de salida. En algunas formas de realización esta pupila de salida coincide con la pupila de entrada del grupo de lentes siguiente, tal como el Escáner Z 450. Sin embargo, la pupila de entrada de dicho grupo de lentes puede estar dentro de los límites físicos del grupo de lentes, donde no se puede situar un bloque de escaneo. En ese caso, es deseable un bloque de escaneo para el que el punto de pivote este fuera de los límites físicos del bloque de escaneo, en una posición que puede ser elegida
20 arbitrariamente.

La **FIG. 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 311 y 312 de escaneo X. Sin embargo, el escáner Y también incluye dos espejos de escaneo Y, 321 y 322.

25 El Escáner XY 300" elimina el punto de pivote 315Y del escáner Y desde el espejo de escaneo Y. En consecuencia, el Escáner XY 300" puede controlar el escáner Y, o generar, el punto de pivote 315Y en una posición predeterminada. Un ejemplo es mover el punto de pivote 315Y generado del escaneo Y sobre la pupila de entrada 340 de un grupo de lentes posterior. En algunas implementaciones el punto de pivote X 315X puede también ser movido a la misma ubicación igualmente.

30 Otros aspectos de este diseño incluyen que el Escáner XY 300" pueda controlar, en esencia, independientemente (i) un ángulo α entre el haz de escaneo generado y un eje óptico del sistema de suministro láser 1 y, (ii) una posición donde el haz de escaneo impacta la pupila de entrada del elemento óptico posterior, caracterizada por una distancia d desde el 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 puede controlar el astigmatismo y el coma en las regiones periféricas, que incluyen las regiones periféricas de la región quirúrgica.

35 Algunas implementaciones del Escáner XY 300" incluyen sólo un espejo 310 de escaneo X y un espejo 320 de escaneo Y, cada uno de ellos del tipo de "conducción rápida". Un espejo de conducción rápida individual es capaz de movimiento angular alrededor de dos ejes de rotación. Una pareja de estos espejos de conducción rápida también puede controlar el ángulo del haz y la posición del haz en el plano transversal al eje óptico.

40 En algunas implementaciones el Escáner XY 300" está configurado para escanear el haz láser en un rango de escaneo XY cuyo máximo es más largo de 5 milímetros y más corto de 15 mm en el plano focal del sistema láser.

En algunas implementaciones el punto de pivote X generado por los espejos de conducción rápida XY primero y segundo y el punto de pivote Y generado por los espejos de dirección rápida XY primero y segundo coinciden

4. Escáner Z 450

45 Como se ha descrito anteriormente, los sistemas quirúrgicos oftálmicos están configurados para realizar cirugía del segmento anterior o cirugía de lente por tener un diseño que permite el escaneo de un punto focal sobre un intervalo mucho mayor que el intervalo de escaneo en los procedimientos corneales. En algunas implementaciones, el escaneo Z se realiza sobre una trayectoria de escaneo Z dentro del rango de escaneo Z de 5 mm a 10 mm o 0 mm a 15 mm. (A lo largo de esta solicitud, el término "escaneo dentro de un rango de x mm a y mm" se refiere a una trayectoria de escaneo cuyo valor inicial es x mm o más y el valor final es y mm o menos, lo que incluye a todas las
50 trayectorias de escaneo que no se extiendan a través de la totalidad del rango de escaneo).

Aquí, se recuerda que las asignaciones "X, Y, Z" son referidas a lo largo de las implementaciones en un sentido amplio. Z normalmente indica 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 láser 1. Cualquier eje compromiso entre estos dos puede ser también referido como la dirección Z. También, las
55 direcciones X, Y no son necesariamente perpendiculares al eje Z. Pueden referirse a cualquier dirección que forme

un ángulo significativo con la dirección Z. También, en algunas implementaciones, puede ser más adecuado un sistema de coordenadas radial para describir el escaneo del sistema de suministro láser 1. En esas implementaciones, el escaneo XY se refiere a cualquier escaneo no paralelo al eje Z, parametrizado por las coordenadas radiales adecuadas.

5 La **FIG. 1** ilustra que algunas implementaciones del sistema de suministro láser 1 logran estos desafiantes grandes rangos de escaneo Z mediante la inclusión del bloque Expansor de Haz Primero 400 y el bloque Expansor de Haz Móvil 500 en el Escáner Z 450. En diversas implementaciones, el bloque Expansor de Haz Primero 400 puede ser un bloque móvil o un bloque fijo. La distancia entre el bloque Expansor de Haz Primero 400 y el bloque Expansor de Haz Móvil 500 puede ser ajustada, por ejemplo, mediante un actuador de posición.

10 Como ya fue ilustrado en las **FIG. 2A-B**, cuando el punto focal se mueve fuera de su posición óptima en el tejido objetivo, las aberraciones aumentan. Estas aberraciones son normalmente denominadas "aberraciones geométricas", ya que se pueden sobrentender del rastreo de rayos geométricos y surgidos de la extensión finita de las lentes. Estas aberraciones geométricas se pueden limitar haciendo más pequeña una apertura numérica del Escáner Z 450. Como tal, las aberraciones geométricas dependen tanto de la profundidad focal Z como de la
15 apertura numérica NA.

Además, con la disminución de la apertura numérica NA, una segunda fuente de aberraciones surge de la naturaleza ondulatoria de la luz. Estas aberraciones dan lugar a la llamada "aberración de difracción". Este segundo tipo de aberración aumenta el radio del punto focal con la disminución de la apertura numérica.

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

25 Aquí, la definición usual asocia la apertura numérica NA y el tamaño de apertura: $NA = n \cdot \sin \theta$ (*tamaño de apertura / (2 * distancia focal)*), donde n es el índice de refracción del material en el que se forma la imagen.

30 Estas curvas son para profundidades focales Z específicas, la profundidad focal Z de 1 mm en la **FIG. 12A** y la profundidad focal Z de 8 mm en la **FIG. 12B**. A medida que la aberración geométrica es diferente a diferentes profundidades focales Z, el mínimo de la curva de aberración total y por lo 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 NA_{opt} disminuyen para aumentar la profundidad focal Z, desde 32 mm a 25 mm en este caso específico ya que la profundidad focal Z aumenta de 1 mm a 8 mm. Por lo tanto, los sistemas de suministro láser que están destinados a ser utilizados tanto para cirugías corneales como de lente, necesitan cubrir un rango más amplio de aperturas y los rangos NA correspondientes. Este requisito plantea considerables desafíos de diseño.

35 Como se describe a continuación, las **FIG. 12 AB** también ilustran que la aberración presenta un óptimo plano amplio para las profundidades focales Z corneales típicas de 1 mm, mientras que presenta un mínimo más agudo, más estrecho para las profundidades focales Z típicas para la cirugía de lente.

40 La aberración puede estar también caracterizada por las otras tres medidas de aberración S, ω o a_{40} , igualmente, 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), ... P(5) descritos anteriormente, o puede ser un promedio en el lugar de todos o algunos de estos puntos de referencia, o puede corresponder a otros puntos de referencia.

45 En algunas implementaciones, en un amplio rango de profundidades focales Z, el tamaño de la apertura y la correspondiente NA se pueden ajustar a, en esencia, la apertura numérica óptima $NA_{opt}(Z)$, minimizando la aberración total, medida por una medida de aberración. Esta funcionalidad permite una fuerte reducción de la aberración total. Aquí, como antes, las aberraciones se pueden medir mediante una de las cuatro medidas de aberración r_f , S, ω o a_{40} en uno cualquiera de los cinco puntos de referencia anteriores P1, ... P5. La aberración óptima corresponde a un mínimo de las medidas de aberración r_f , ω o a_{40} o un máximo de la relación Strehl S.

50 En algunas otras implementaciones, donde no se puede alcanzar la aberración óptima, o consideraciones de diseño dictan que se debe utilizar una aberración alejada del valor óptimo, el Bloque Expansor de Haz Móvil 500 todavía puede disminuir los valores de las medidas de aberración r_f , ω o a_{40} al menos un porcentaje $P(\text{Expansor Móvil})$ o aumentar proporcionalmente el valor de la relación Strehl S al menos un porcentaje $P(\text{Expansor Móvil})$, comparados con las medidas de aberración de un sistema láser esencialmente idéntico en el que el segundo bloque del Escáner Z 450 no es móvil y por lo tanto la apertura numérica no es ajustable. En algunas implementaciones $P(\text{Expansor Móvil})$ puede ser del 20%, 30%, 40% o 50%. Aquí, como antes, las medidas de aberración r_f , S, ω o a_{40} pueden
55 medirse en uno cualquiera de los cinco puntos de referencia P1, ... P5.

En algunas implementaciones, los sistemas láser que tienen el escáner Z 450 con la apertura numérica NA ajustable pueden aumentar la relación Strehl S por encima de 0,8, en relación con los sistemas láser, en esencia, idénticos donde el escáner Z no tiene una apertura numérica ajustable, teniendo una relación Strehl S por debajo de 0,8.

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

10 Para abordar esta variación de la apertura óptima cuando se escanea la profundidad focal Z dentro del rango de escaneo Z , las implementaciones del sistema de suministro láser 1 tienen la capacidad de cambiar la apertura numérica $NA(z)$ como un parámetro independiente del Escáner Z 450, en esencia, independientemente de la variación de la propia profundidad focal Z .

15 Las implementaciones, donde dos cantidades se controlan, en esencia, independientemente, como en la presente memoria la profundidad focal Z y la apertura numérica NA , normalmente tienen una pareja de parámetros de control para lograr esta modalidad. Los ejemplos incluyen el emparejamiento de una distancia controlable entre el Bloque Expansor de Haz Primero 400 y el bloque Expansor de Haz Móvil 500 y una posición de una lente móvil en cualquiera de estos bloques, que puede ser ajustada 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 bloque Expansor de Haz Primero 400 puede ser implementado como un bloque fijo o un bloque móvil.

20 En algunas implementaciones la apertura numérica NA se puede ajustar a una secuencia de valores de apertura numérica óptimos $NA_{opt}(z)$, lo que produce una secuencia de valores de aberración total óptimos en una secuencia de profundidad focal Z cuando se escanea la profundidad focal Z .

25 Como antes, la aberración total óptima puede ser captada por el mínimo de cualquiera de las medidas de aberración anteriores r_f , ω o a_{40} o el máximo de la relación Strehl S . Los rangos de escaneo Z pueden ser, por ejemplo, 5-10 mm o 0-15 mm. La profundidad focal Z puede ser escaneada en un radio $r_1 = 0$ mm, o $r_2 = 3$ mm, o en algún otro radio r , o en un radio variable $r(z)$, delimitado, por ejemplo, $r < 3$ mm.

30 La **Tabla 7** ilustra un ejemplo, en donde la segunda columna describe el escaneo de la profundidad focal Z dentro de un rango 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 son capaces de ajustar la profundidad focal Z en este rango y ajustar la apertura numérica NA a su valor óptimo $NA_{opt}(z)$ en estas profundidades focales.

Tabla 7

Posición Z del 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

35 En algunas otras formas de realización, la profundidad focal Z tal vez escaneada dentro de un rango de escaneo Z de 0 mm a 10 mm. En el curso del escaneo la apertura numérica puede variar dentro de un rango de 0,4 a 0,1, en algunas otras formas de realización de 0,35 a 0,15.

La **FIG. 12C** ilustra una secuencia análoga de curvas de aberración, que corresponde a una secuencia de profundidades focales Z de 8 mm, 4 mm, 2 mm y 0 mm, que presenta una secuencia de las correspondientes aperturas numéricas óptimas $N_{opt}(Z)$.

5 La **FIG. 12D** ilustra explícitamente las aperturas numéricas óptimas $N_{opt}(z)$ como una función de las correspondientes profundidades focales Z .

10 Como se describió anteriormente, la posibilidad de ajuste independiente de la profundidad focal Z y la apertura numérica NA normalmente requiere dos parámetros de control ajustables de forma independiente. Algunas implementaciones, sin embargo, no pueden ofrecer la posibilidad de ajuste separado e independiente de Z y NA . En cambio, para cada profundidad focal Z , estas implementaciones ajustan automáticamente la apertura numérica a bien su valor óptimo $N_{opt}(Z)$ o bien al menos a una cercanía de $N_{opt}(Z)$, sin una etapa de ajuste NA distinta por un operador. Por ejemplo, NA puede seguir a $N_{opt}(z)$ dentro de un porcentaje $P(\text{pista})$, donde $P(\text{pista})$ puede ser del 10%, 20%, o 30%.

15 Estas implementaciones pueden tener solamente un único controlador ajustable, integrado. En el ejemplo que acabamos de describir, este controlador integrado solo puede mostrar que controla la profundidad focal Z en la región objetivo a un usuario del sistema. Sin embargo, el controlador puede contener un ajustador de apertura acoplado, que ajuste simultáneamente la apertura numérica NA para seguir $N_{opt}(z)$ sin una etapa de ajuste distinta realizada por el usuario del sistema de suministro láser 1.

20 En algunas implementaciones el ajuste de la distancia entre el Expansor de Haz Primero 400 y el Expansor de Haz Móvil 500 puede llevar a cabo esta funcionalidad adecuadamente. En otras implementaciones, una única lente móvil puede ofrecer esta modalidad. En aún otras implementaciones, se puede emplear una combinación de dos ajustadores.

25 Estas implementaciones ofrecen una función de control simplificada para el operador del sistema de suministro láser 1. Puesto que la consecución de 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.

30 En algunas implementaciones, donde los valores de la aberración total óptimos no pueden, o no son, logrados por diversas consideraciones de diseño, la apertura numérica NA se puede ajustar a una secuencia de valores de apertura numérica en una secuencia de profundidades focales Z a lo largo de la trayectoria de escaneo Z dentro del rango de escaneo Z para reducir la aberración total al menos un porcentaje $P(\text{escaneo})$ en relación con los sistemas láser cuyo Escáner Z 450 no tiene una apertura numérica NA ajustable. En algunas implementaciones $P(\text{escaneo})$ puede ser del 20, 30, 40 o 50 por ciento.

35 Como antes, la aberración total puede caracterizarse por una cualquiera de las medidas de aberración previamente introducidas r_f , ω o a_{40} . De manera equivalente, la reducción de la aberración se puede caracterizar por un aumento correspondiente de la relación Strehl S . La trayectoria de escaneo Z puede ser una trayectoria paralela al eje Z en un radio R desde el eje Z u óptico del sistema láser. En algunas implementaciones, la trayectoria de escaneo Z puede estar situada entre los radios $r_1 = 0$ mm y $r_2 = 3$ mm desde el eje Z óptico.

40 La aberración total se puede medir de varias maneras diferentes. La aberración total puede referirse a una aberración total promedio sobre 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 la aberración total puede referirse a una cualquiera de estas posibilidades.

45 En algunas implementaciones, la apertura numérica NA se puede ajustar desde un primer valor cuando se realiza un procedimiento corneal hasta un segundo valor cuando se realiza un procedimiento en el segmento anterior. En algunas implementaciones, el primer valor está en el rango de 0,2-0,5 y el segundo valor está en el rango de 0,1-0,3. En algunas otras implementaciones, el primer valor puede estar en el rango de 0,25-0,35 y el segundo valor puede estar en el rango de 0,15-0,25.

La presente implementación del escáner Z 450 es diferente de los sistemas de suministro láser corneales existentes de otras varias maneras, que incluyen las siguientes.

50 1. En los sistemas de suministro láser corneales 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 corneal ya que la aberración total inducida por el típico escaneo Z de 1 mm no es un serio factor limitante de la precisión de los sistemas de suministro láser corneales. En contraste, las implementaciones del sistema de suministro láser 1 tienen una apertura numérica NA variable para mantener el ajuste de la apertura en su apertura óptima a lo largo del extenso intervalo Z quirúrgico de por ejemplo 5-10 mm. Esto, por supuesto, se logra mediante la modalidad de ajustar la apertura numérica NA , en esencia, independientemente de la profundidad focal Z .

55

2. Además, los sistemas corneales típicos existentes tienen 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 antes del Objetivo 700. Aquí el Objetivo 700 indica el grupo de lentes final del sistema de suministro láser 1 que está dispuesto en una carcasa mecánica funcional distinta de la carcasa mecánica funcional del Escáner XY y el Escáner Z. El término carcasa mecánica funcional no se refiere a la carcasa general del sistema de suministro, cuyo diseño puede estar dictado por consideraciones ergonómicas o de apariencia, sino a la carcasa que mantiene unidas las lentes para llevar a cabo su función óptica real. El objetivo 700 de las presentes implementaciones se coloca normalmente en la vía óptica después del haz de escaneo XYZ, generado por el Escáner Z 450, desviado por el espejo 600.

3. Las FIG. 12A-B ilustran un desafío adicional en el diseño de los sistemas ópticos de lentes-quirúrgicas. Visiblemente, la aberración total presenta una amplia región plana óptima, para las típicas profundidades focales Z corneales de 1 mm, por lo tanto (i) los parámetros del sistema pueden ser optimizados para otras consideraciones, (ii) se puede utilizar un rango de escaneo Z amplio y (iii) se necesita un ajuste menos preciso de los parámetros del sistema, todo ello sin mucho deterioro del tamaño del punto focal. En contraste, para los sistemas de lentes-quirúrgicas el tamaño del punto focal se deteriora rápidamente cuando (i) los parámetros del sistema están optimizados para otras consideraciones, (ii) se implementa un rango de escaneo Z más amplio y (iii) los parámetros del sistema se ajustan con menos precisión.

En un aspecto adicional de las formas de realización del Escáner Z 450, se recuerda que los sistemas de suministro láser que incluyen un subsistema de formación de imágenes o un subsistema óptico de observación visual, tienen los haces asociados con cualquiera de estos subsistemas acoplados en el sistema de suministro láser 1 a través del espejo 600. El espejo 600 puede ser un espejo dicróico, por ejemplo. En los sistemas quirúrgicos típicos el objetivo 700 se refiere al grupo de lentes que está colocado después el espejo 600 en la vía óptica.

La implementación del Escáner Z 450 antes del espejo 600 y separado del Objetivo 700 es una importante consideración de diseño también debida a que el peso del Objetivo 700 es un factor crítico, ya que el Objetivo 700 hace contacto directo, en esencia, con el tejido objetivo, tal como el ojo del paciente. Por lo tanto, minimizar el peso o masa del Objetivo 700 hace que las implementaciones del sistema de suministro 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 la precisión de la cirugía oftálmica considerablemente.

Las Tablas 8-9 ilustran los rangos de algunos parámetros relevantes para diversas formas de realización del bloque Expansor de Haz Primero 400 y el bloque Expansor de Haz Móvil 500. Los bloques Expansores de Haz cada uno puede tener 2-10 lentes, en algunas formas de realización 3-5 lentes, que están configuradas para llevar a cabo las funciones anteriores.

La Tabla 8 ilustra una forma de realización de cinco lentes del bloque Expansor de Haz Primero 400 utilizando una convención estándar de la industria, que describe los grupos de lentes gruesas en términos de superficies individuales. El bloque Expansor de Haz Primero 400 puede incluir las lentes 411, 412, 413, 414 y 415 con los parámetros en los siguientes rangos (indicado entre paréntesis):

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)		

En algunas formas de realización, el bloque Expansor de Haz Primero 400 incluye, de forma secuencial desde un lado de entrada frente al escáner XY 300: un primer grupo de lentes con una potencia de refracción positiva, una lente menisco, que tiene una superficie convexa orientada hacia el lado de entrada y una segunda lente, que tiene una superficie cóncava orientada hacia el lado de entrada.

Otras implementaciones están relacionadas con las implementaciones de la Tabla 8 por un factor de escala a, que tiene cinco lentes escaladas, estando las curvaturas de la segunda columna multiplicadas por a, las distancias de la

tercera columna multiplicadas por 1/a y teniendo los índices de refracción n inalterados. El factor de escala a puede asumir valores entre 0,3 y 3.

La **Tabla 9** ilustra una forma de realización de cuatro lentes del bloque Expansor de Haz Móvil 500, que incluye las lentes 511, 512, 513 y 514, con los parámetros en los rangos siguientes:

5

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)		

Algunas implementaciones del bloque Expansor de Haz Móvil 500 incluyen, de forma secuencial desde un lado de entrada frente al bloque Expansor de Haz Primero 400: una lente menisco, que tiene una superficie cóncava orientada hacia el lado de entrada, una lente negativa con una potencia de refracción negativa y un grupo de lentes positivas con una potencia de refracción positiva.

10

Otras implementaciones están relacionadas con las implementaciones de la **Tabla 9** por un factor de escala a, que tiene cuatro lentes escaladas, teniendo las curvaturas de la segunda columna que están multiplicadas por a, las distancias de la tercera columna multiplicadas por 1/a y teniendo los índices de refracción n inalterados. El factor de escala a puede asumir valores entre 0,3 y 3.

15

Las **FIG. 13A-B** ilustran formas de realización de las **Tablas 8-9** en dos configuraciones con diferentes distancias entre el bloque Expansor de Haz Primero 400 y el bloque Expansor de Haz Móvil 500. En algunas implementaciones, el bloque Expansor de Haz Móvil 500 se puede mover en relación con el bloque Expansor de Haz Primero 400 una distancia en el rango de d = 5-50 mm.

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

20

La **FIG. 13A** ilustra el caso cuando el bloque Expansor de Haz Móvil 500 está en una posición relativamente lejos del bloque Expansor de Haz Primero 400. En este caso, el haz que sale del conjunto combinado tiene (i) los rayos convergentes, (ii) un diámetro relativamente grande en una pupila de salida *Exp*, (iii) una menos profunda profundidad Z del punto focal cuando un objetivo de distancia focal fija se coloca cerca de la pupila de salida del escáner Z 450 y por lo tanto (iv) el punto focal se forma por un haz con una mayor apertura numérica NA.

25

La **FIG. 13B** ilustra el caso cuando el bloque Expansor de Haz Móvil 500 está más cerca del bloque Expansor de Haz Primero 400 que en el caso de la **FIG. 13A**. Aquí el haz tiene (i) los rayos divergentes, (ii) un diámetro menor en la pupila de salida *Exp*, (iii) una más profunda profundidad Z del punto focal cuando un objetivo de distancia focal fija se coloca en la pupila de salida del escáner Z 450 y por lo tanto (iv) el punto focal se forma por un haz con una menor apertura numérica NA.

30

En resumen, a profundidades focales Z menos profundas el punto focal se crea por un haz con gran NA, mientras que para aumentar las profundidades focales Z la apertura numérica NA disminuye. El cambio relativo en la apertura numérica NA puede ser optimizado mediante la optimización de la posición de la pupila de salida *Exp* de los bloques Expansores de Haz 400 y 500 y la posición de la pupila de entrada del Objetivo 700 enfocado. Estas implementaciones son formas alternativas para la optimización de la apertura numérica a diferentes profundidades focales incluso sin el uso de las funcionalidades del pre-compensador 200.

35

Como se discutió anteriormente, la apertura numérica NA se puede ajustar ampliamente con o sin el Precompensador 200. En el conjunto del sistema de suministro láser 1 la apertura numérica NA puede ser ajustada mediante el control del Precompensador 200, el bloque Expansor de Haz Primero 400 o el bloque Expansor de Haz Móvil 500 o mediante el control de estos bloques en combinación. La elección real de la implementación en la práctica depende de otros requisitos de nivel de sistema de más alto nivel, tales como el rango de escaneo, la velocidad de escaneo y la complejidad. Las implementaciones con otros rangos numéricos también pueden ser configuradas para realizar algunas o todas las funcionalidades anteriormente descritas.

40

La **FIG. 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. De forma remarcable, la totalidad de los tres haces característicos se enfocan en un punto de pivote de entrada PP(O) del Objetivo 700 mediante el Escáner Z 450. La posición del PP(O) se puede ajustar por ejemplo, moviendo el Expansor de Haz Móvil 500.

- 5 Como se discute a continuación, los sistemas de suministro láser que generan un punto de pivote PP(O) situado fuera de los espejos del Escáner XY 300 tienen características útiles, por ejemplo, en formas de realización en las que el punto de pivote PP(O) cae dentro del Objetivo 700.

En otras formas de realización, el Escáner XY 300 tiene 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 en el punto de pivote de entrada PP(O) del Objetivo 700.

En cualquier caso, estas implementaciones hacen uso de la existencia de un plano focal intermedio 451, situado entre el bloque Expansor de Haz Primero 400 y el bloque 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, en esencia, la misma coordenada z. A la inversa, las implementaciones que no poseen un plano focal intermedio de este tipo no se adaptan bien a tener un punto de pivote ajustable PP(O).

5. Objetivo 700

En algunas implementaciones el haz láser emitido por el escáner Z 450 es desviado por el divisor de haz/espejo dicróico 600 al Objetivo 700. A través de este espejo 600 varias luces auxiliares también pueden ser acopladas en el sistema de suministro láser 1. Las fuentes de luz auxiliares pueden incluir 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 vía óptica compartida para un haz láser de escaneo XYZ, que se propaga desde el motor láser 100 a través del Escáner XY 300 y el Escáner Z 450, y la luz auxiliar en la región objetivo quirúrgico. En diversas implementaciones, el objetivo 700 puede incluir grupos de lentes objetivo. En varias implementaciones las lentes de los grupos de lentes objetivo no se mueven unas respecto de las otras. Como tal, aunque el objetivo 700 es una parte integrante 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 la lente en el Objetivo 700 para desplazar la profundidad focal Z del punto focal.

Las implementaciones del Objetivo 700 pueden controlar al menos una de entre una aberración esférica, el coma y aberraciones de orden superior del haz láser pulsado quirúrgico.

Dado que el Objetivo 700 está guiando luces de diferente longitud de onda, las implementaciones del Objetivo 700 usan grupos de lentes acromáticas. La longitud de onda de la luz auxiliar puede estar, por ejemplo, en el rango de 0,4 micras a 0,9 micras, y la longitud de onda de la luz quirúrgica puede estar en el rango de 1,0-1,1 micras. Las implementaciones del Objetivo 700 mantienen las aberraciones cromáticas debajo de un valor predeterminado en todo el rango de longitudes de onda de las luces utilizadas, tal como 0,4 micras a 1,1 micras 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, se ejerce presión sobre el ojo. Esta presión puede distorsionar el ojo de su configuración relajada, lo que hace más difícil la selección de objetivos y dirigir el haz láser quirúrgico con precisión.

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

Existen numerosas formas de identificar las fuerzas críticas y las correspondientes masas del objetivo en relación con los procedimientos quirúrgicos oculares. Una revisión de varios impactos en el ojo se publicó, por ejemplo, en Determinación de los Parámetros Significativos para el Riesgo de lesión ocular por proyectiles; Duma SM, Ng TP, Kennedy EA, Stitzel JD, Herring IP, Kuhn F. J Trauma. Oct 2005; 59 (4): 960-4. Este documento examinó los objetos que impactan un ojo y proporcionó los valores de energía críticos de los objetos que impactan, que corresponde a (i) los diferentes tipos de daño en el ojo, que incluyen las lesiones menores como las abrasiones corneales, las moderadas como las dislocaciones de lentes y las lesiones graves como el daño en la retina. El documento también asignó una probabilidad de lesión, desde (ii) baja, que representa un pequeño porcentaje de probabilidad, a medio, que representa una probabilidad de aproximadamente el 50%, a alta, en referencia a casi una certeza de lesión. El documento además clasificó (iii) las hipótesis de impacto de acuerdo con la forma del objeto que impacta, categorizándolas de acuerdo con la energía de impacto total y la energía de impacto normalizada para el área de impacto.

Estos resultados se pueden aplicar al caso específico de cirugía ocular mediante la investigación de la lesión por impacto posiblemente más alta, provocada por una avería total del sistema de soporte mecánico del Objetivo 700. Una avería de este tipo puede resultar de una caída libre de todo el Objetivo 700 a través de una trayectoria vertical típica de 20-25mm, transfiriendo toda la energía del objetivo al propio ojo. Las masas críticas pueden calcularse a partir de los valores de energía críticos publicados que modelan la caída libre del objetivo de acuerdo con los principios físicos conocidos.

Una trayectoria vertical de esta longitud puede surgir a partir de los siguientes principios de diseño. El objetivo 700 se puede montar en un nivel con deslizamiento vertical que proporcione un acoplamiento seguro y fiable del sistema de suministro láser 1 mediante un pórtico para el ojo. Dichos diseños facilitan los requisitos de precisión y fuerza sobre el pórtico porque el pórtico vertical aloja el Objetivo de 700 para ser colocado dentro del rango de desplazamiento vertical. Además, una vez está acoplado el ojo, estos diseños permiten que el ojo se mueva verticalmente con respecto a la fuente láser 100 sin romper la unión del ojo al sistema de suministro láser 1. Estos movimientos pueden ocurrir debido al movimiento del paciente o al movimiento de la cama quirúrgica. Un rango de desplazamiento vertical de 20 a 25 mm del Objetivo de 700 mitiga de manera efectiva y segura las fuerzas del movimiento del pórtico y el paciente dentro de este rango.

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, tales como las lentes de vidrio solas de los grupos de lentes del objetivo definen un límite inferior en la masa de todo el objetivo, ya que hay numerosas maneras de reducir la masa de la carcasa y los sistemas de control del objetivo, aunque es mucho más difícil reducir la masa de las lentes. En los sistemas actuales la masa total del objetivo puede ser dos o tres veces la masa "óptica" de las lentes solas.

Algunos de estos criterios producen definiciones más claras de las masas críticas, otros sólo una leve dependencia de transición, no prestándose a una definición clara.

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

(1) MC1 ~ 400 gramos: los objetivos con masas $M < MC1$ no plantean esencialmente ningún riesgo de lesión para un paciente, incluso en un peor de los casos de avería;

(2) MC2 ~ 750 gramos: las masas en el régimen $MC1 < M < MC2$ pueden tener una probabilidad mayor del 10% de provocar algunas abrasiones corneales por medio de la energía de impacto total;

(3) MC3 ~ 1.300-1.400 gramos: las masas en el régimen $MC2 < M < MC3$ pueden tener un 50% de probabilidad de provocar abrasiones corneales en cualquier hipótesis de impacto; y finalmente

(4) MC4 ~ 3.300 gramos: las masas en el rango de $MC3 < M < MC4$ pueden provocar en algunas hipótesis de impacto una casi segura abrasión corneal y pueden desarrollar una probabilidad distinta de cero de lesiones de gravedad media o peor.

Todas estas probabilidades, por supuesto, deben ser multiplicadas con la pequeña probabilidad de que la avería total del sistema de soporte mecánico del objetivo ocurra en realidad. Sin embargo, en las aplicaciones oftálmicas necesitan tomarse medidas extremas para proteger contra todas las hipótesis de lesión concebibles, no obstante, improbables, tomando las masas críticas anteriores como referencia.

Por lo tanto, las consideraciones anteriores identifican cuatro masas críticas de acuerdo con criterios claros, en relación con las masas total y óptica del Objetivo 700. En consecuencia, las formas de realización del Objetivo 700, donde el proceso de diseño logra reducir la masa objetivo por debajo de una cualquiera de las anteriores masas críticas MC4, ..., MC1 ofrecen cualitativamente mejores probabilidades de procedimientos quirúrgicos seguros.

Los objetivos existentes para los láseres de femtosegundos oftálmicos tienen una masa superior a 5000 gramos, considerablemente por encima incluso de la mayor de estas cuatro masas críticas. Una excepción es la solicitud de patente de EE.UU. 20030053219 por Manzi, que describe un sistema de lentes donde la masa óptica de las lentes solas es de unos 1000 gramos, que posiblemente lleve a una masa total de 2.000-3.000 gramos. Mientras que el diseño de Manzi es más ligero que otros objetivos existentes, todavía es bastante considerable. Esto se debe principalmente a un escáner Z que es una parte integrante del objetivo ya que los elementos lente en el interior del objetivo se utilizan para el control de enfoque Z. La masa adicional es requerida por Manzi para la carcasa mecanizada de precisión, para una guía lineal de precisión para las lentes y para un motor servo, aumentando todo de nuevo la masa total a valores por encima de 5000 gramos.

Por el contrario, una masa de varias formas de realización del Objetivo 700 puede caer en cualquiera de los cuatro rangos de masa anteriores: 0-400 gramos, 400-750 gramos, 750-1.350 gramos, y 1.350-3.300 gramos. La masa puede ser bien la masa óptica o bien la masa total. Por ejemplo, las lentes en una implementación del Objetivo 700 pueden tener una masa de menos de 130 gramos. Es factible montar estas lentes en una carcasa de metal de precisión para una masa total del conjunto de 400 gramos.

5 Las formas de realización del Objetivo 700 logran una reducción de la masa tan notable por debajo de 400 gramos, 750 gramos, 1.350 gramos y 3.300 gramos mediante la eliminación de la funcionalidad de escaneo Z al escáner Z 450 separado, que se aloja en una carcasa funcional o mecánica distinta. Aquí, el término "carcasa funcional o mecánica" se refiere al hecho de que las consideraciones de diseño no funcionales, generales pueden resultar en la disposición del escáner Z 450 separado en el mismo contenedor general que el Objetivo 700, pero un recipiente general de este tipo no desempeña una función óptica o propósito mecánico.

10 En algunas formas de realización, una masa del Objetivo 700 se puede reducir un porcentaje $P(masa)$ en comparación con los objetivos análogos, que realizan al menos algunas de las funcionalidades de escaneo Z dinámico, mediante el ajuste de una característica óptica del Objetivo 700. Dicha característica puede ser que la totalidad del escáner Z 450 esté integrado en el Objetivo 700, o que el bloque 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. El $P(masa)$ puede ser del 10%, 50% o 100%.

15 Otro aspecto relacionado del Objetivo 700 y el diseño correspondiente del sistema láser quirúrgico 1 fue descrito en relación con la FIG. 14, donde se mostró que las formas de realización del Escáner Z 450 pueden enfocar el haz láser de escaneo XYZ sobre el punto de pivote de entrada del objetivo PP(O). Las formas de realización, que tienen el punto de pivote de entrada PP(O) en el interior del Objetivo 700 tienen un radio rb de haz muy reducido sobre una gran fracción de la vía óptica, ya que el haz converge hacia este punto de pivote interno PP(O). A su vez, un haz con un radio rb de haz reducido puede ser controlado por lentes más pequeñas, dando lugar a una reducción significativa de la masa total del Objetivo 700.

20 Una implementación del Objetivo 700 de acuerdo con las ideas de diseño anteriores se resume en la Tabla 10 y se ilustra en la FIG. 15. Las implementaciones del Objetivo 700 incluyen un primer grupo de lentes, para recibir el haz láser pulsado quirúrgico del escáner Z 450, y un segundo grupo de lentes, para recibir el haz láser pulsado quirúrgico del primer grupo de lentes y para enfocar el haz láser quirúrgico sobre una región objetivo.

25 La Tabla 10 ilustra el Objetivo 700 de la FIG. 15 en más detalle a través de las superficies 1 hasta 16. El Objetivo 700 tiene nueve lentes L1-L9 y se comunica con la interfaz de paciente 800 a través de la superficie 17. Como anteriormente, los paréntesis indican los rangos que los parámetros correspondientes pueden asumir. (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 lo tanto, 16 superficies en lugar de 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)
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)

30 En otras implementaciones, se puede utilizar diferente número de lentes con diferentes rangos de parámetros, que satisfagan las consideraciones de diseño anteriores comparativamente bien.

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

En algunas implementaciones una longitud focal efectiva del Objetivo 700 es inferior a 70 mm.

En algunas formas de realización una distancia desde el Objetivo 700 a la interfaz de paciente 800 es inferior a 20 mm.

En algunos diseños una curvatura de un plano focal del sistema de suministro láser 1 es superior a 20 l/m.

15 Otras numerosas implementaciones del Objetivo 700 y todo el sistema láser quirúrgico 1 se pueden también crear para adherirse a los principios de diseño expresados a lo largo de esta solicitud mediante el uso de paquetes de software de diseño óptico disponibles en el mercado, tales como Zemax de "Zemax Development Corporation" o Código V de "Optical Research Associates".

6. Rendimiento Global del Sistema Óptico

20 En las diversas implementaciones, los parámetros de los subsistemas Precompensador 200, Escáner XY 300, Escáner Z 450 y Objetivo 700 se pueden optimizar de una manera interdependiente de modo que el rendimiento óptico del sistema global de suministro láser 1 pueda presentar propiedades que son únicamente útiles para, por ejemplo, aplicaciones quirúrgicas oftálmicas.

25 Las **Tablas 11A-B** resumen el rendimiento óptico del sistema global de suministro láser 1 en una primera y una segunda implementación en términos de la apertura numérica NA y la relación Strehl S . El rendimiento óptico está caracterizado de nuevo en puntos de referencia, en analogía con los puntos de referencia anteriores P1, ... P5. Las **Tablas 11A-B** muestran el rendimiento óptico del sistema de suministro láser 1 con sus componentes en las configuraciones A, B, C y D, que suministran el haz láser a un centro de la córnea (A), una periferia de la córnea (B), un centro de la lente (C) y una periferia de la lente (D), respectivamente. Estos puntos de referencia representan un volumen quirúrgico grande, asociado con el desafío de la realización de la cirugía oftálmica en la lente cristalina.

30 Las **Tablas 11A-B** muestran las coordenadas radiales de los puntos de referencia que tienen valores específicos. Sin embargo, en otras formas de realización NA y S asumen valores en los mismos rangos respectivos "alrededor de" estas coordenadas radiales específicas. En algunos casos el término "alrededor de" se refiere a un rango de coordenadas radiales dentro del porcentaje $P(radial)$ de los valores de las coordenadas radiales mostradas, donde $P(radial)$ puede ser uno de entre el 10%, 20% y 30%. Por ejemplo, los puntos que tienen una coordenada radial z en el intervalo de 7,2 mm y 8,8 mm están dentro del $P(radial) = 10\%$ cercano de la coordenada radial $z = 8,0$ mm del punto de referencia de "lente, centro".

40 Además, en algunas formas de realización, NA y S caen en sólo uno de sus tres rangos respectivos enumerados para las configuraciones B, C y D. En algunas otras formas de realización, NA y S caen en dos de sus tres rangos respectivos, enumerados para las configuraciones B, C y D en las **Tablas 11A-B**.

Visiblemente, el sistema de suministro láser descrito está bien corregido para, en esencia, un rendimiento óptico de difracción limitado a lo largo de todo el volumen de lente-quirúrgico.

Tabla 11A

Configuración	Posición, Tejido	Profundidad z [mm]	Radio r [mm]	Apertura Numérica NA	Relación Strehl S
A	Cornea, centro	0,3	0	(0,25, 0,40)	(0,90, 1,0)
B	Cornea, periferia	0,3	6,2	(0,25, 0,40)	(0,90, 1,0)
C	Lente, centro	8	0	(0,15, 0,35)	(0,90, 1,0)
D	Lente, periferia	7,3	4	(0,15, 0,35)	(0,80, 1,0)

Tabla 11B

Configuración	Posición, Tejido	Profundidad z [mm]	Radio r [mm]	Apertura Numérica NA	Relación Strehl S
A	Cornea, centro	0,3	0	(0,30, 0,35)	(0,95, 1,0)
B	Cornea, periferia	0,3	6,2	(0,30, 0,35)	(0,90, 0,95)
C	Lente, centro	8	0	(0,20, 0,25)	(0,95, 1,0)
D	Lente, periferia	7,3	4	(0,20, 0,25)	(0,85, 0,90)

Diseños análogos, que tienen una relación Strehl S superior a 0,8 pueden considerarse equivalentes a los diseños anteriormente mencionados, ya que todos estos diseños están considerados sistemas de difracción limitada.

5 Otras medidas de aberración, tal como el radio r_f del punto focal también se pueden utilizar además de la relación Strehl S para caracterizar el rendimiento óptico global del sistema de suministro láser 1. Puesto que grandes relaciones Strehl combinadas con grandes aperturas numéricas AN se traducen en pequeños radios r_f del punto focal, a lo largo de las configuraciones A-D el radio r_f del punto focal puede mantenerse por debajo de 2 micras en algunas implementaciones, en otras por debajo de 4 micras, todavía en otras por debajo de 10 micras en la región objetivo ocular.

10 Para caracterizar el rendimiento del sistema de suministro láser con mayor precisión y representar el impacto significativo de la córnea y la lente en la propagación del haz, los valores NA y S de las **Tablas 11A-B** se han obtenido mediante el diseño del sistema que incluye el ojo como una parte integrante del diseño óptico. En algunos diseños, el ojo se modela en su forma natural. En otros, se incluye un grado de aplanamiento del ojo, para representar la auténtica condición quirúrgica.

15 La **Tabla 12** resume un modelo simple de los tejidos oculares relevantes, como es mostrado por el Modelo 850 del ojo humano en la **FIG. 15**. (La numeración de las superficies fue elegida para continuar la numeración de la **Tabla 10**, comenzando por la superficie 18, la superficie que conecta la interfaz de paciente 800 al tejido corneal.) El tejido ocular puede ser modelado por una córnea de espesor 0,6 mm (introducido desde la interfaz de paciente a través de la superficie compartida 18), el humor acuoso (introducido desde la córnea a través de la superficie 19) y la lente cristalina (introducida 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 las lentes 1-16.

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

25 Los valores NA y S de las **Tablas 11A-B** fueron calculados utilizando este modelo del tejido ocular. Los modelos relacionados del ojo dan lugar a medidas de aberración comparables.

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

30 La **FIG. 16** ilustra que en algunos sistemas este principio de diseño haría la precisión posicional del sistema quirúrgico menos ventajosa. Los puntos cuadrados indican la posición del punto focal cuando un 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. Visiblemente, el "plano focal", definido como las posiciones de escaneo XY del punto focal mientras se mantiene constante la profundidad focal Z, es curvo. En la periferia lateral la profundidad de corte es menos profunda, consecuente con el comportamiento conocido de las lentes con la curvatura de campo sin corregir.

35 Del mismo modo, si se mantienen fijos los espejos del escáner XY 300 y el escáner Z 450 escanea la profundidad focal Z, la posición lateral del punto focal cambia. Para complicar aún más el diseño, ni la posición XY lateral radial ni la profundidad focal Z presentan una dependencia lineal en las respectivas posiciones de escaneo. En el plano XY estas distorsiones se llaman distorsiones de barril o almohadilla. En muchas implementaciones, la tercera coordenada, el ángulo de acimut del Escáner XY 300 se transfiere sin cambios al ángulo de acimut de las posiciones focales, y por lo tanto será suprimido.

La **FIG. 17** ilustra cómo algunas implementaciones del sistema de suministro láser 1 ofrecen nuevas, soluciones computacionales a los desafíos descritos. Las coordenadas de escaneo se dan en coordenadas esféricas (ξ, χ, \varnothing) , donde ξ es la posición del Escáner Z 450, χ es un ángulo de inclinación del escáner XY 300 desde el eje óptico y \varnothing es el ángulo de azimut. Las posiciones del punto focal se dan mediante las coordenadas focales cilíndricas (z, r, \varnothing) , siendo z la profundidad focal Z, r la distancia radial desde el eje óptico y \varnothing el ángulo de azimut.

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

Del mismo modo, las posiciones del punto focal se pueden caracterizar por una matriz focal de dos dimensiones S_{kl} , donde S_{kl} está relacionada con las coordenadas focales discretizadas radial y profundidad Z (z_k, r_l) . En términos de la matriz de escaneo C_{ij} y la matriz focal S_{kl} , el rendimiento óptico del sistema de suministro láser 1 puede ser caracterizado con una matriz de transferencia de cuatro dimensiones T_{ijkl} , que exprese cómo las coordenadas de escaneo (ζ_i, χ_j) se transforman en las coordenadas focales (z_k, r_l) en general: $S = TC$, o en detalle:

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

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

El sistema de suministro láser 1 puede ser diseñado para optimizar los elementos de la matriz de transferencia T mediante seguimiento de rayos computacional, calibración física o una combinación de ambas. Una implementación de un método de calibración física se describe en la Solicitud de Patente de EE.UU. US20090131921, que podría ser utilizada para dicho propósito.

Normalmente, la matriz de transferencia T es invertible y se puede utilizar para crear la matriz de transferencia inversa, T^{-1} , que asocie los elementos de la matriz focal S_{kl} a la matriz de escaneo C_{ij} .

Alternativamente, en algunas formas de realización, la matriz de transferencia inversa T^{-1} puede determinarse directamente al iniciar un proceso de diseño computacional con la matriz focal S_{kl} deseada en la región objetivo y utilizar, por ejemplo, el rastreo de rayos para reconstruir la correspondiente matriz de escaneo C_{ij} .

Las **FIG. 17-18** ilustran dichas relaciones. Estas **FIG.** son nomogramas, que ilustran cuales coordenadas de escaneo (ζ_i, χ_j) , el Escáner XY 300 o el Escáner Z 450 pueden ser ajustados a fin de enfocar el haz a las coordenadas focales (z_k, r_l) , mostradas en los ejes z y r.

La **FIG. 17** muestra el ángulo de inclinación χ del escáner XY 300, que corresponde a las coordenadas focales (z, r) . A modo de ejemplo, para lograr una profundidad Z de $z = 6$ mm y una posición radial de $r = 4$ mm, las líneas de trazos indican que se puede utilizar un ángulo de inclinación del escáner XY de $\chi = 6,4$ grados.

La **FIG. 18** muestra que, para lograr las mismas coordenadas focales $(z, r) = (4, 6)$, se puede usar una posición del escaneo Z $\zeta = 15,5$ mm. Computacionalmente, los nomogramas se pueden almacenar en una memoria de ordenador como tablas de consulta. Los valores entremedio de las coordenadas de consulta almacenadas se pueden determinar de forma rápida mediante interpolación de dos dimensiones lineal o cuadrática.

El conocimiento de la matriz de transferencia T y su inversa T^{-1} permite a formas de realización del sistema de suministro láser 1 corregir las aberraciones de la **FIG. 16** mediante métodos computacionales en lugar de métodos ópticos. Estas formas de realización pueden incluir un controlador computacional, que puede controlar al menos uno entre el Escáner XY 300 y el Escáner Z 450 para controlar una distorsión óptica del sistema de suministro láser 1.

La **FIG. 19** ilustra que, por ejemplo, si se desea escanear a lo largo de un patrón de escaneo con distorsión óptica reducida en una región objetivo, por ejemplo, a lo largo de un plano focal plano a una profundidad focal Z predeterminada z, el controlador computacional puede realizar las etapas del siguiente método de control computacional 900:

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

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

(930): controlar uno de entre el Escáner XY 300 y el Escáner Z 450 de acuerdo con las coordenadas de escaneo (ζ_i , χ_i) calculadas para escanear el punto focal de acuerdo con las coordenadas focales (z_k , r_l) de entrada o los elementos de la matriz focal S_{kl} .

- 5 Los sistemas de suministro láser que tienen un controlador computacional de este tipo pueden reducir una distorsión óptica en relación con los mismos o similares sistemas láser sin dichos controladores. El grado de reducción puede ser tanto como el 10% en algunas formas de realización y tanto como el 30% en otras formas de realización.

La distorsión óptica reducida puede ser una cualquiera entre una aberración, una curvatura de campo, una distorsión de barril, una distorsión de almohadilla, un plano focal curvado y una línea de escaneo curvada destinada a ser paralela al eje Z.

- 10 En algunas implementaciones, el controlador computacional realiza estas funciones en cooperación con los otros bloques del sistema de suministro láser, incluyendo el Precompensador 200, el Escáner XY 300, el Escáner Z 450 y el Objetivo 700, posiblemente utilizando cualquiera de sus características anteriormente descritas.

- 15 El número de posibles implementaciones análogas es muy grande, basándose en el principio de control computacional para reducir las aberraciones ópticas. Por ejemplo, el controlador computacional en algunas formas de realización puede ser capaz de escanear el punto focal sobre un plano focal con una curvatura por debajo de un valor crítico de curvatura. En algunas otras implementaciones superficies con formas predeterminadas pueden ser escaneadas con una operación apropiada del controlador computacional.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema láser para cirugía oftálmica, que comprende:
una fuente láser (100), para generar un haz láser pulsado para provocar una fotodisrupción de un tejido oftálmico de un ojo;
- 5 un primer escáner Z,
para recibir el haz láser pulsado, y
para generar un haz de escaneo Z, escaneado en una dirección Z sobre un primer rango de escaneo Z,
un escáner XY (300),
para recibir el haz de escaneo Z, y
- 10 para generar un primer haz de escaneo XYZ, escaneado en dos direcciones transversales a una dirección Z además de la dirección Z;
un segundo escáner Z en una carcasa del escáner,
para recibir el primer haz de escaneo XYZ, y
para generar un segundo haz de escaneo XYZ, escaneado además en la dirección Z sobre un segundo rango de escaneo Z;
- 15 un espejo (310, 320), para desviar el segundo haz de escaneo XYZ recibido desde el segundo escáner Z; y
un objetivo (700), en una carcasa del objetivo,
para recibir el haz de escaneo XYZ desviado; y
para enfocar el haz de escaneo XYZ recibido sobre una región objetivo, en donde
- 20 la carcasa del escáner está separada de la carcasa del objetivo,
en donde el primer rango de escaneo Z es adecuado para un procedimiento quirúrgico corneal, y
en donde el segundo rango de escaneo Z es adecuado para un procedimiento quirúrgico del segmento anterior.
2. El sistema láser oftálmico de la reivindicación 1, en donde:
la carcasa del escáner está separada de la carcasa del objetivo al menos una de entre mecánicamente y
- 25 funcionalmente.
3. El sistema láser oftálmico de la reivindicación 1, en donde el segundo escáner Z comprende:
un bloque expensor de haz primero (400); y
un escáner de haz móvil (500), en donde
el bloque expensor de haz primero (400) puede ser uno de entre un bloque fijo y un bloque móvil.
- 30 4. El sistema láser oftálmico de la reivindicación 1, en donde:
el segundo escáner Z (250,450) está configurado para escanear una profundidad focal Z del haz de escaneo XYZ generado en la región objetivo dentro de un rango de escaneo Z de 0 mm a 15 mm.
5. El sistema láser oftálmico de la reivindicación 1, en donde:
el segundo escáner Z (250, 450) se opera para modificar, en esencia, independientemente
- 35 una apertura numérica *NA* del haz de escaneo XYZ generado; y
una profundidad focal Z del haz de escaneo XYZ generado.
6. El sistema láser oftálmico de la reivindicación 5, en donde:
el haz de escaneo XYZ generado tiene una aberración geométrica y una aberración de difracción, y una aberración total que iguala una suma de la aberración geométrica y la aberración de difracción;

teniendo la aberración total un valor óptimo a una apertura numérica óptima $NA_{opt}(z)$ para una profundidad focal Z ; en donde

la apertura numérica NA del segundo escáner Z se puede ajustar a la apertura numérica óptima $NA_{opt}(z)$ para la profundidad focal Z correspondiente.

5 7. El sistema láser oftálmico de la reivindicación 5, en donde:

la aberración total óptima se caracteriza por una medida de aberración óptima,

siendo la medida de aberración óptima una de entre un máximo de una relación Strehl S o un mínimo de uno de entre un radio r_f del punto focal, un error RMS ω del frente de onda y un coeficiente de aberración esférica a_{40} .

8. El sistema láser oftálmico de la reivindicación 7, en donde:

10 la medida de aberración óptima se corresponde con uno de los cinco puntos de referencia $P1 = (0,0)$, $P2 = (2,6)$, $P3 = (5,0)$, $P4 = (8,0)$, $P5 = (8,3)$, en posiciones (z, r) , todas en milímetros, en cualquier ángulo de acimut \emptyset , en donde

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 frontal y central de la región objetivo.

9. El sistema láser oftálmico de la reivindicación 1, en donde:

15 el haz de escaneo XYZ generado tiene una aberración geométrica, una aberración de difracción y una aberración total, que iguala una suma de la aberración geométrica y la aberración de difracción; y

una apertura numérica NA del segundo escáner Z es ajustable para reducir, a una profundidad focal Z , la aberración total del sistema láser al menos un porcentaje $P(\text{EscanerAntesObjetivo})$ relativo a una aberración total de un sistema láser análogo que no tiene un escáner Z en una carcasa distinta de la carcasa del objetivo; donde

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

10. El sistema láser oftálmico de la reivindicación 9, en donde:

la aberración total se caracteriza por una medida de aberración, siendo la medida de aberración una de entre un radio r_f del punto focal, un error RMS ω del frente de onda y un coeficiente de aberración esférica a_{40} .

11. El sistema láser oftálmico de la reivindicación 10, en donde:

25 la medida de la aberración total corresponde a uno de los cinco puntos de referencia $P1 = (0,0)$, $P2 = (2,6)$, $P3 = (5,0)$, $P4 = (8,0)$, $P5 = (8,3)$, en posiciones (Z, r) , todas en milímetros, en cualquier ángulo de acimut \emptyset , en donde

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 frontal y central de la región objetivo.

12. El sistema láser oftálmico de la reivindicación 1, en donde

30 el escáner Z (250,450) está configurado para reducir la apertura numérica a medida que aumenta la profundidad focal.

13. El sistema láser oftálmico de la reivindicación 1 donde el objetivo comprende un objetivo fijo.

14. El sistema láser oftálmico de la reivindicación 1 en donde el objetivo tiene un peso de menos de 1300 gramos.

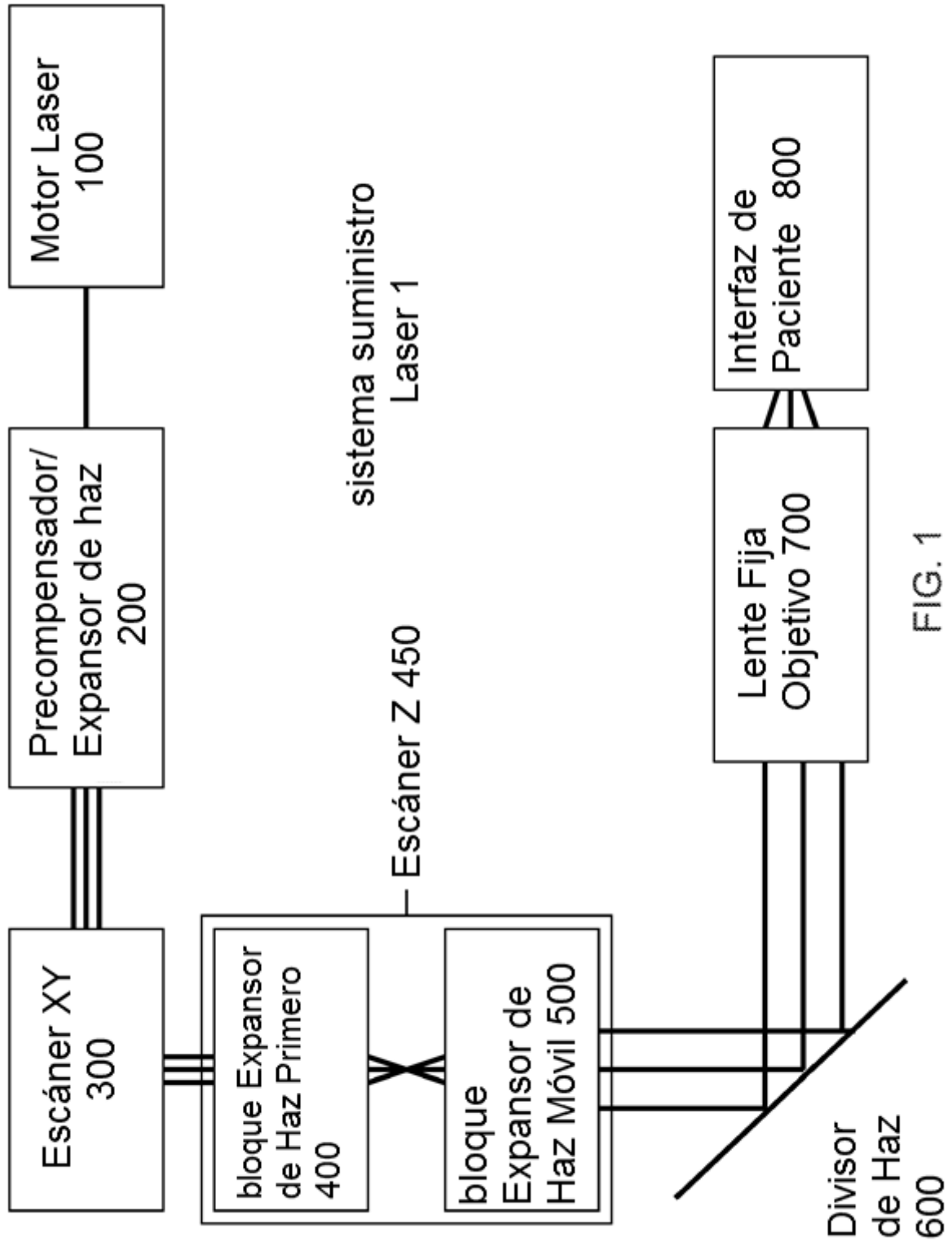


FIG. 1

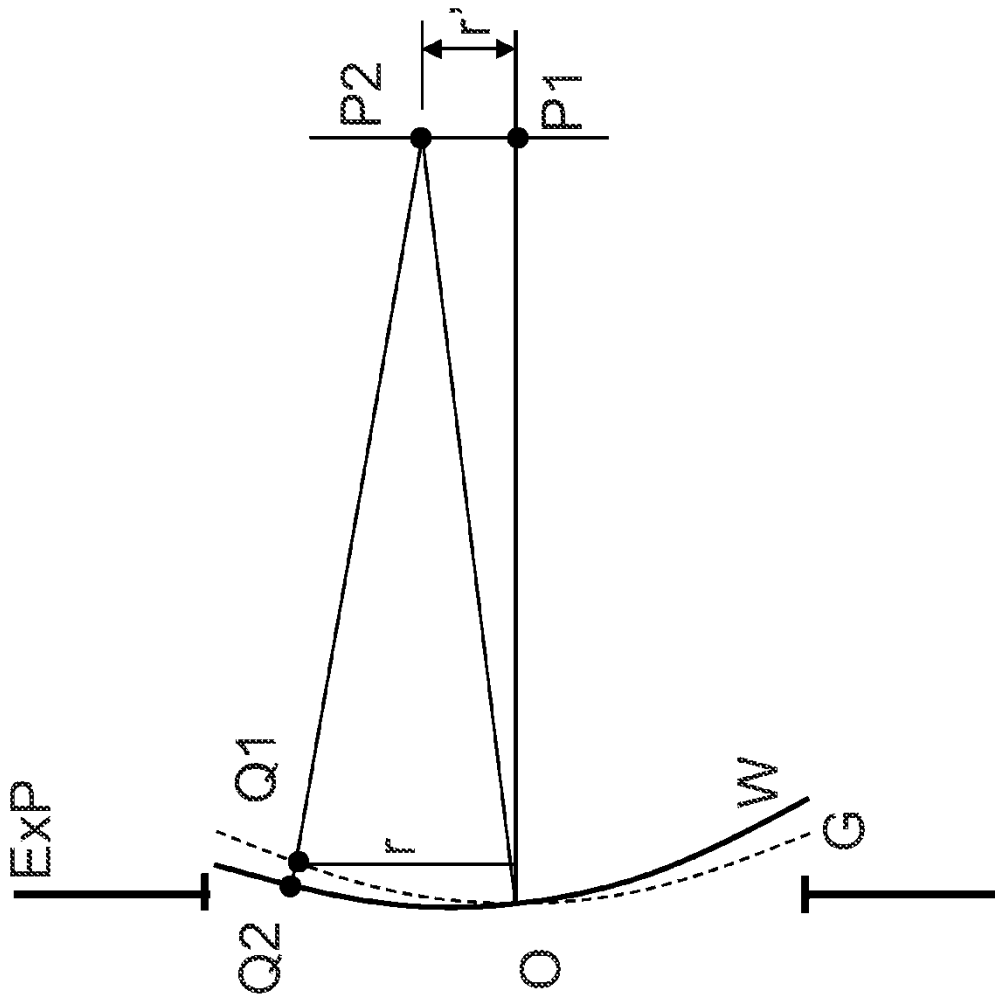
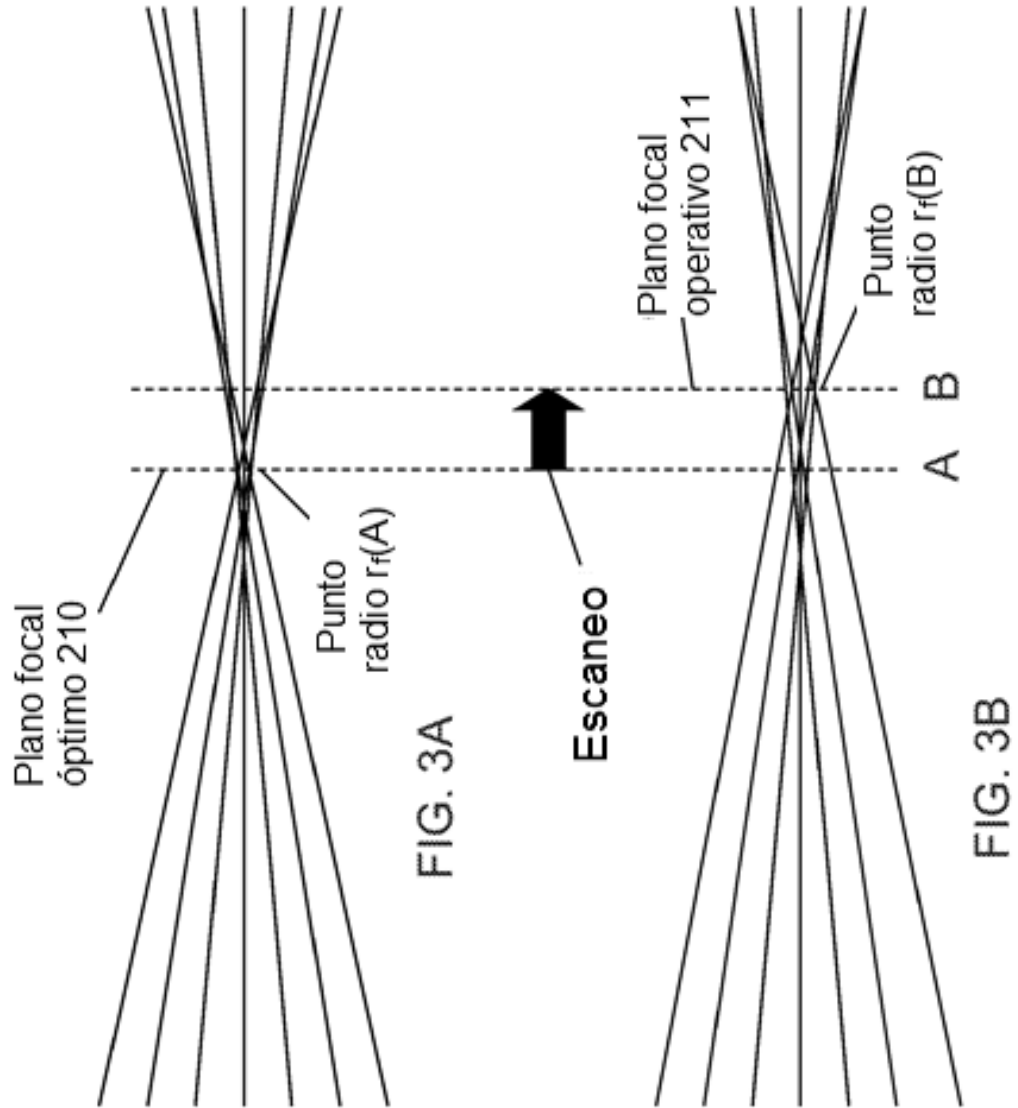


FIG. 2



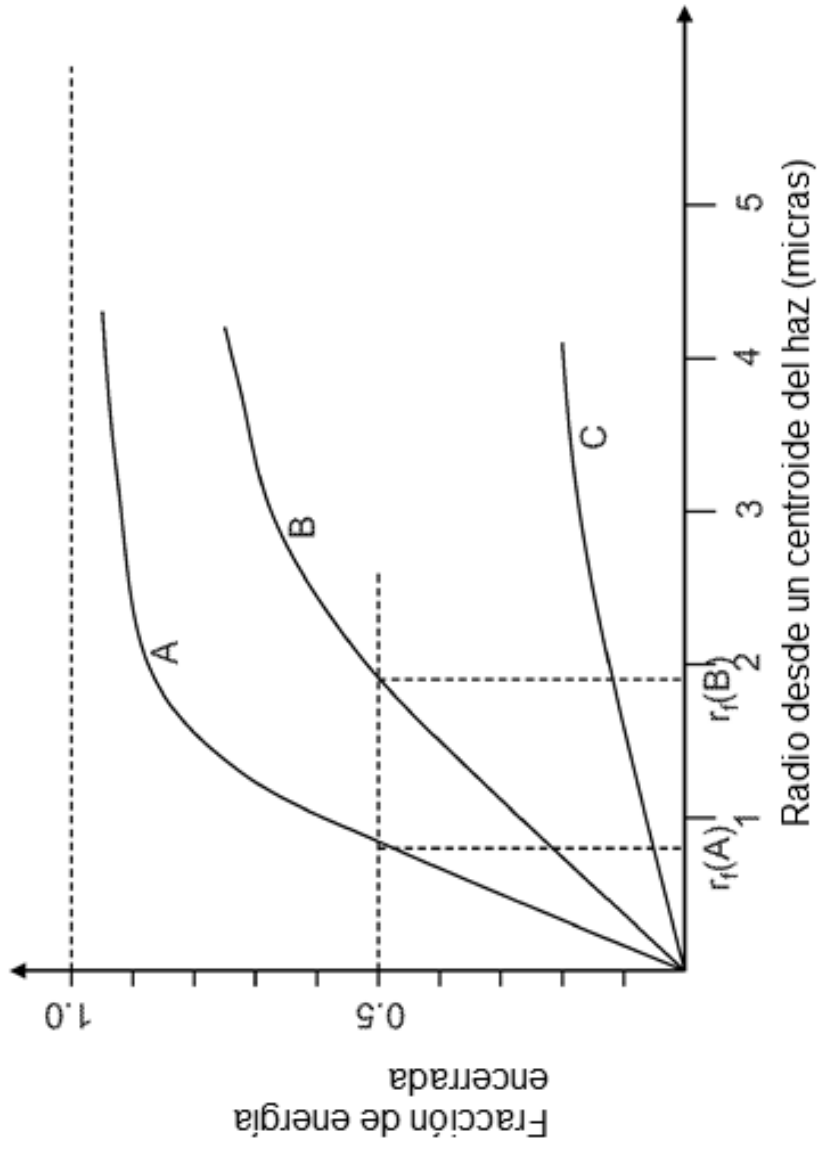


FIG. 3C

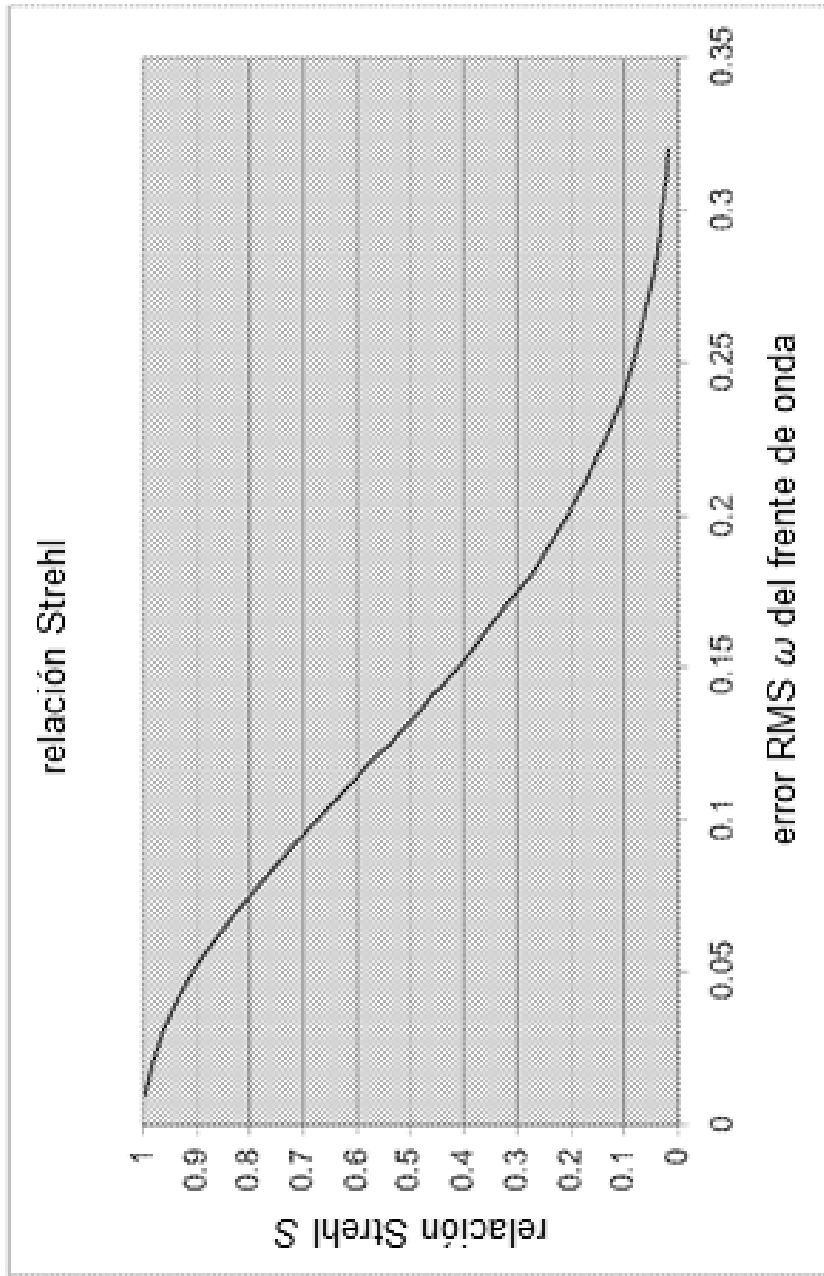


FIG. 4

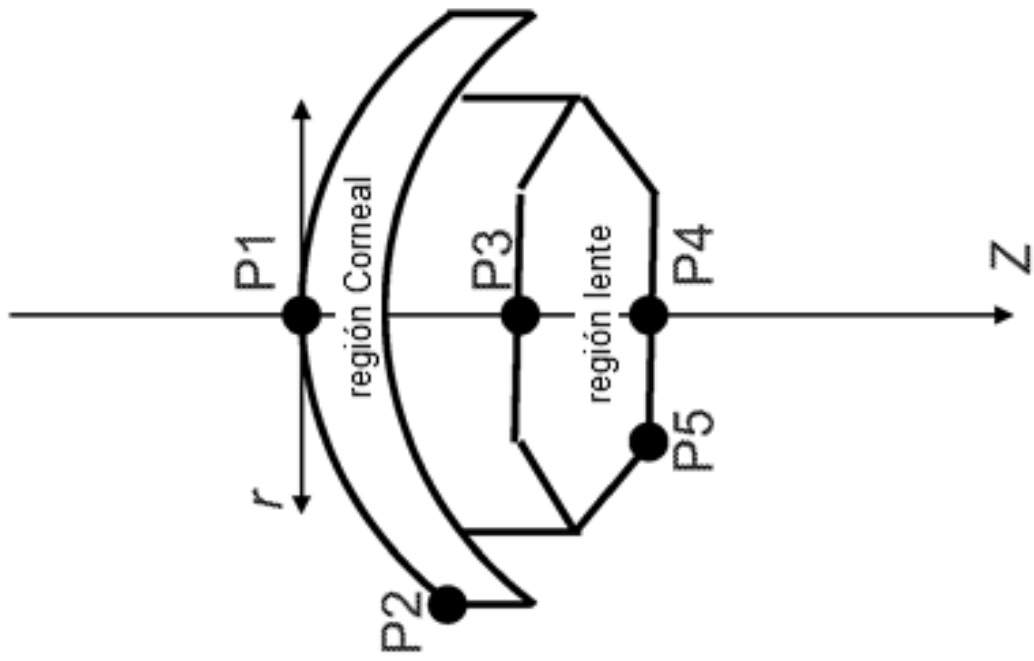


FIG. 5

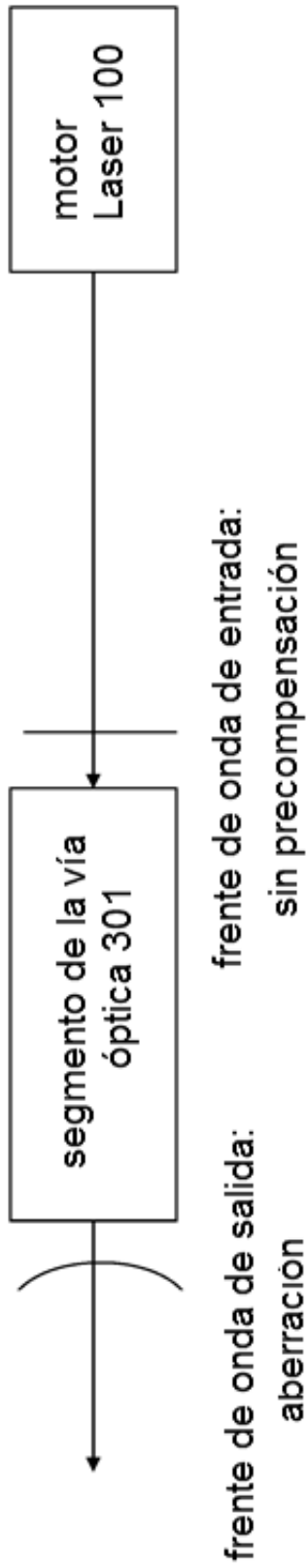


FIG. 6A

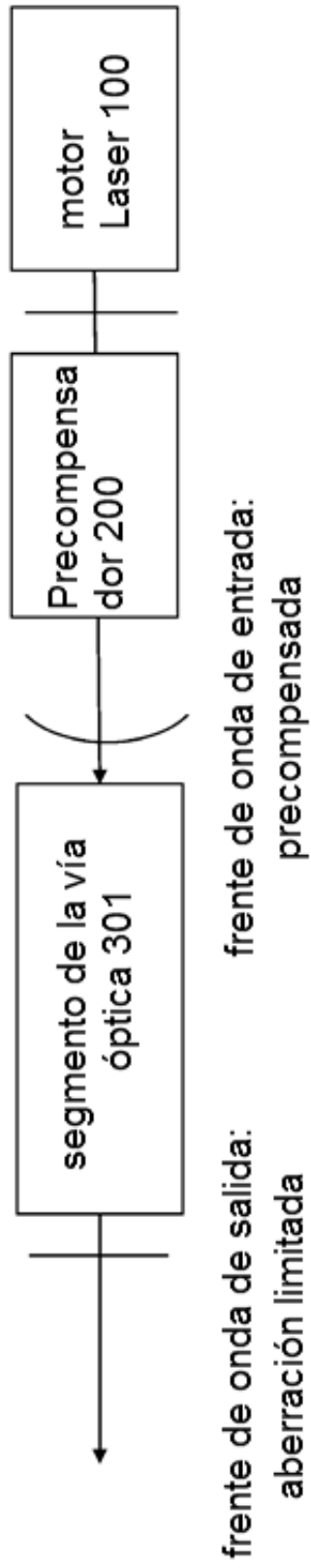


FIG. 6B

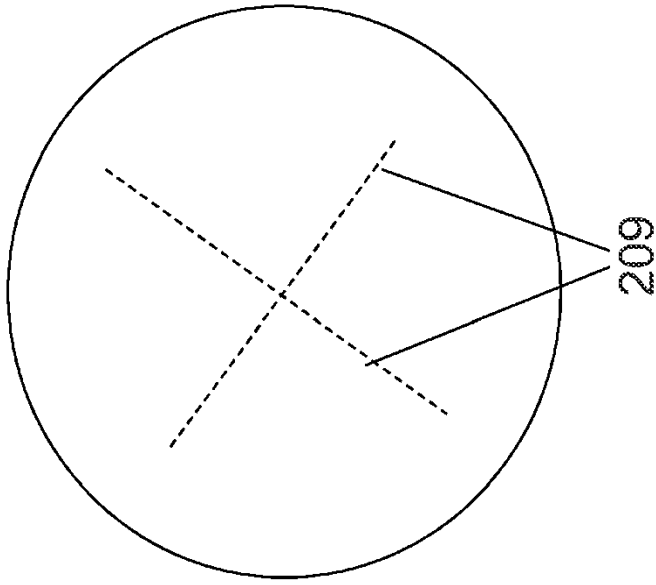


FIG. 7A

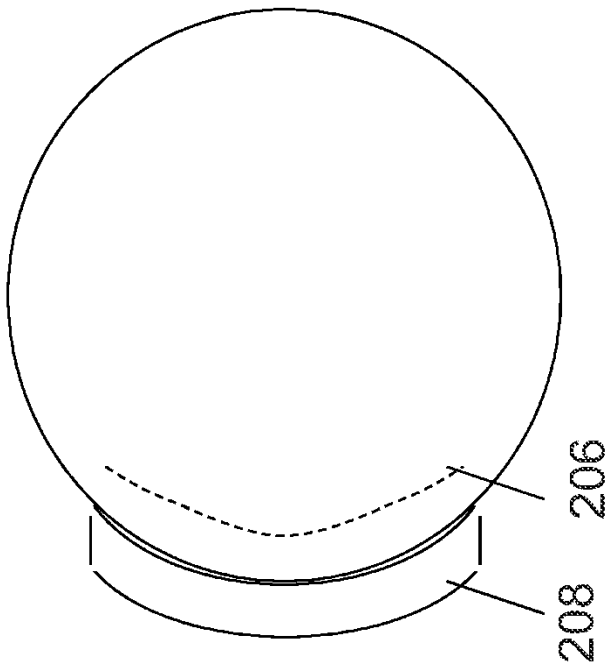


FIG. 7B

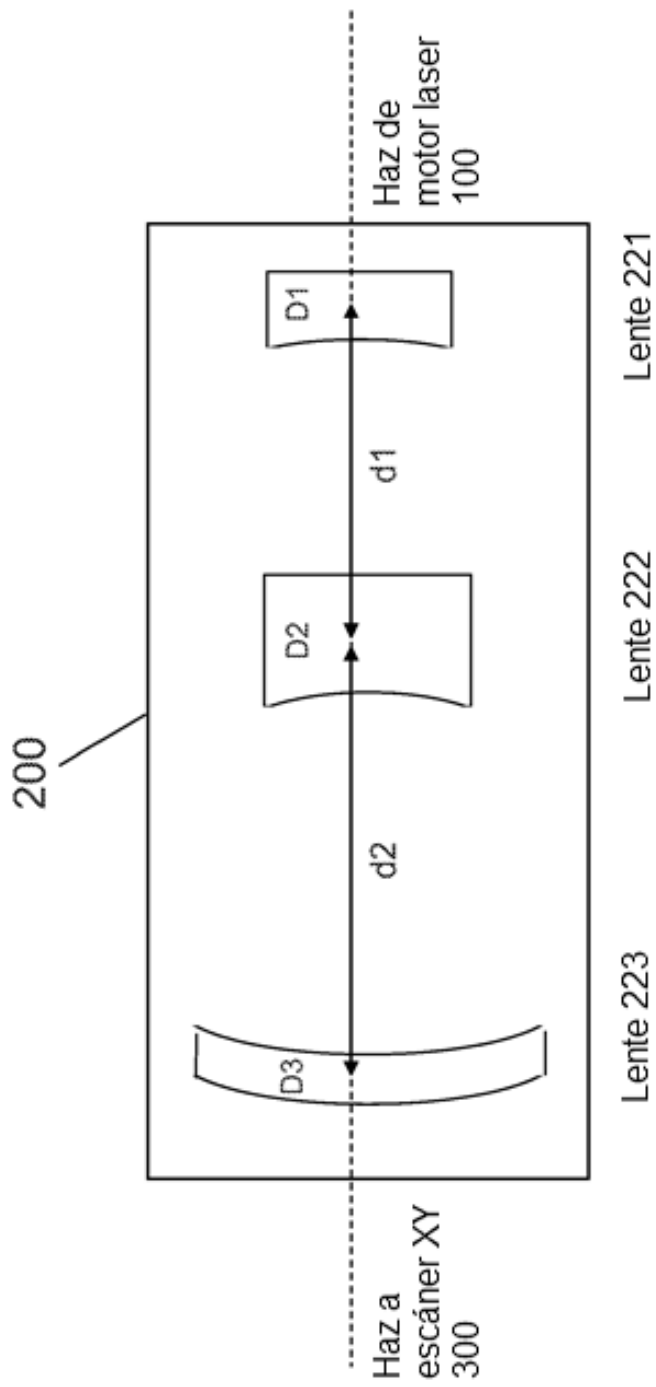


FIG. 8A

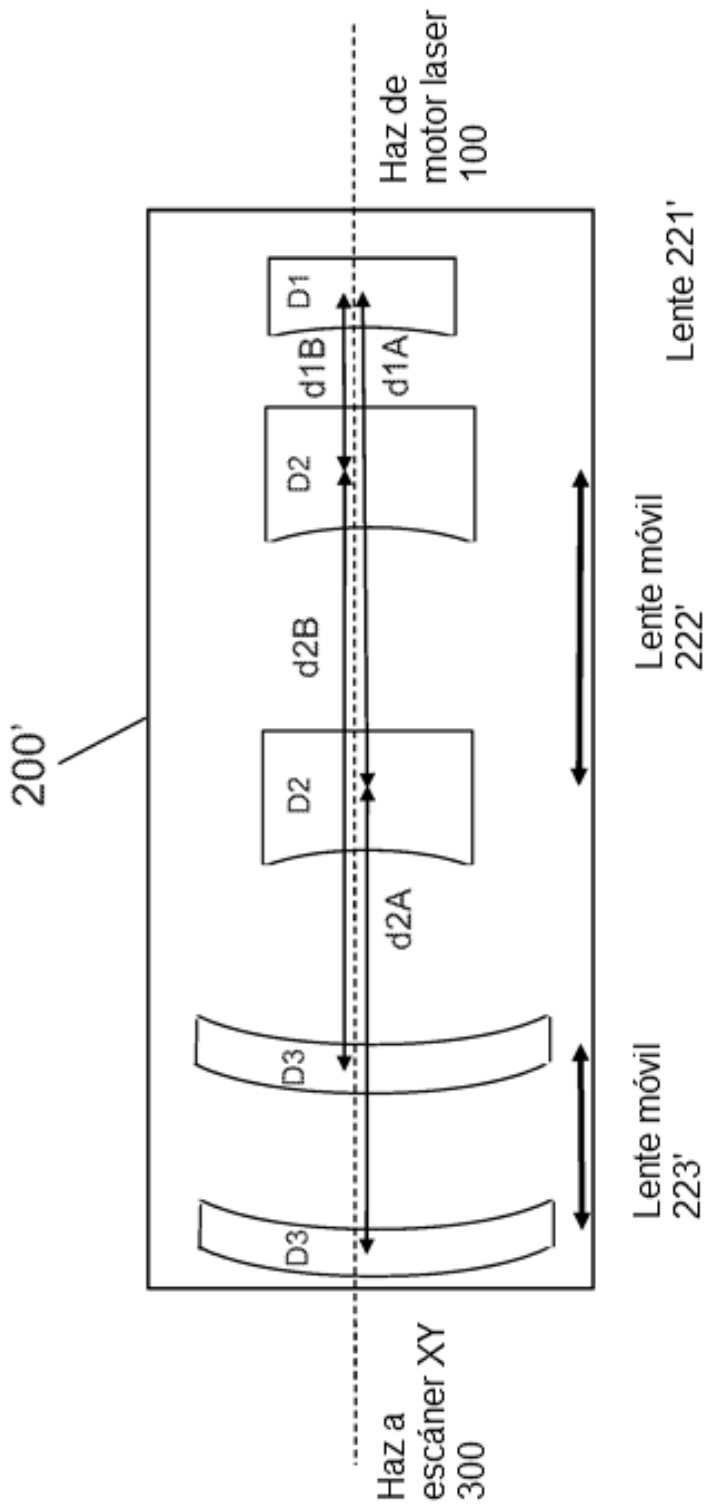


FIG. 8B

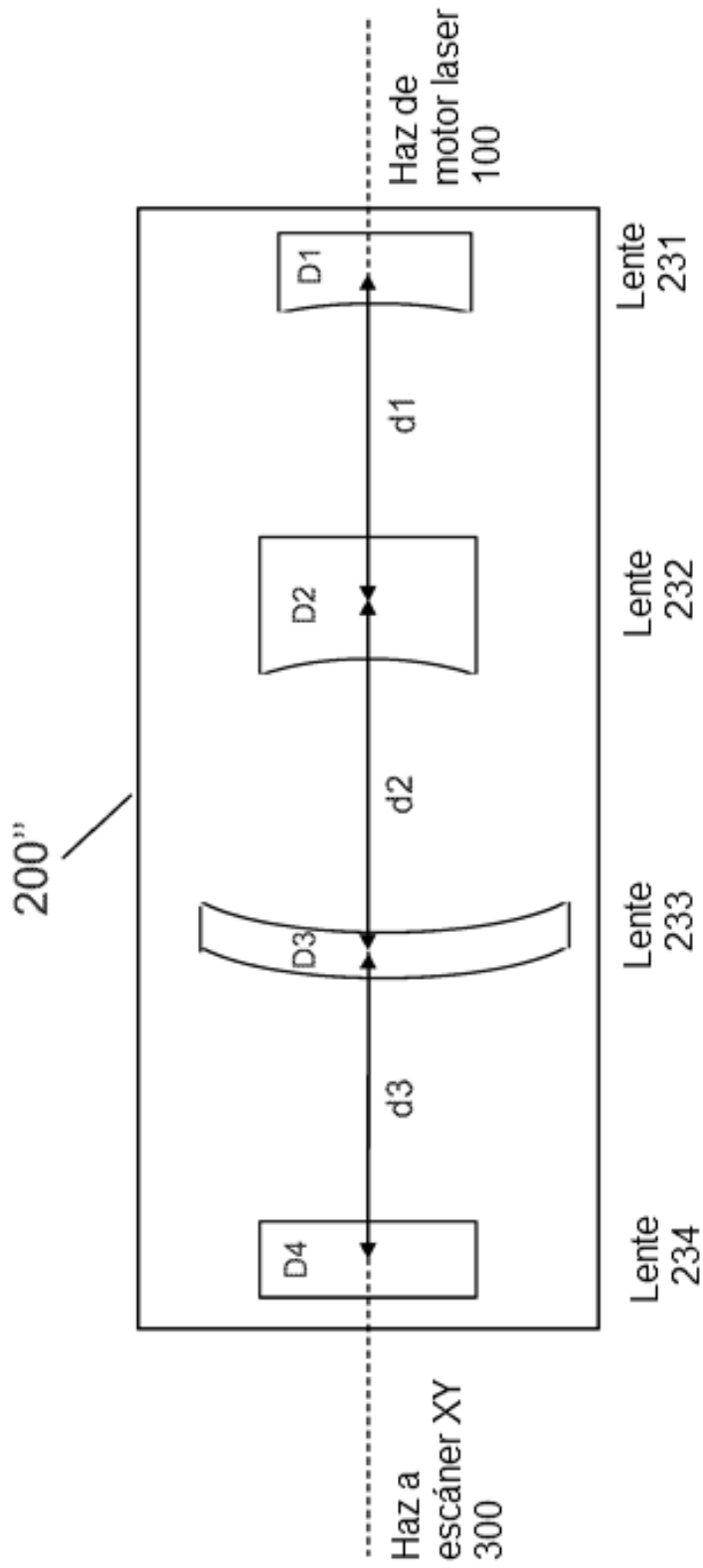


FIG. 8C

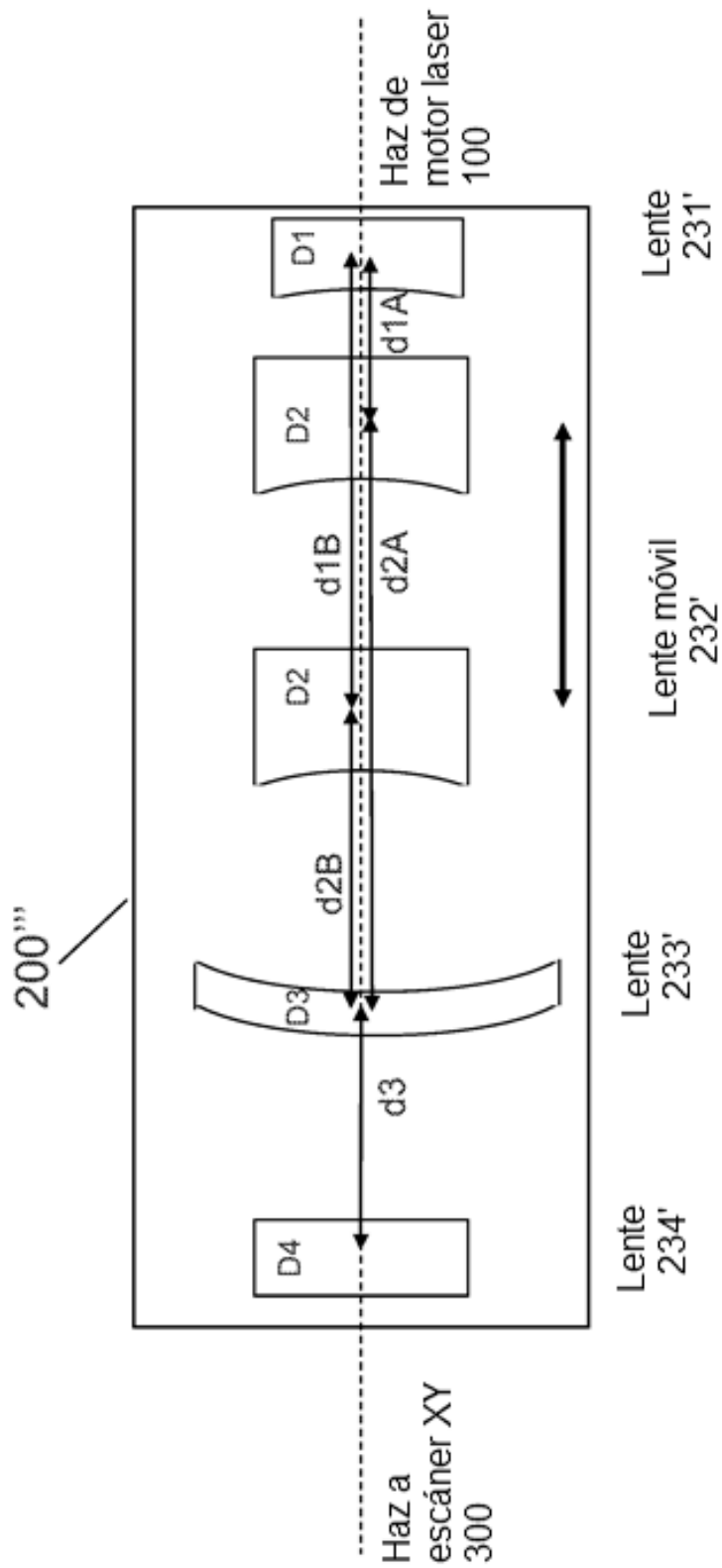


FIG. 8D

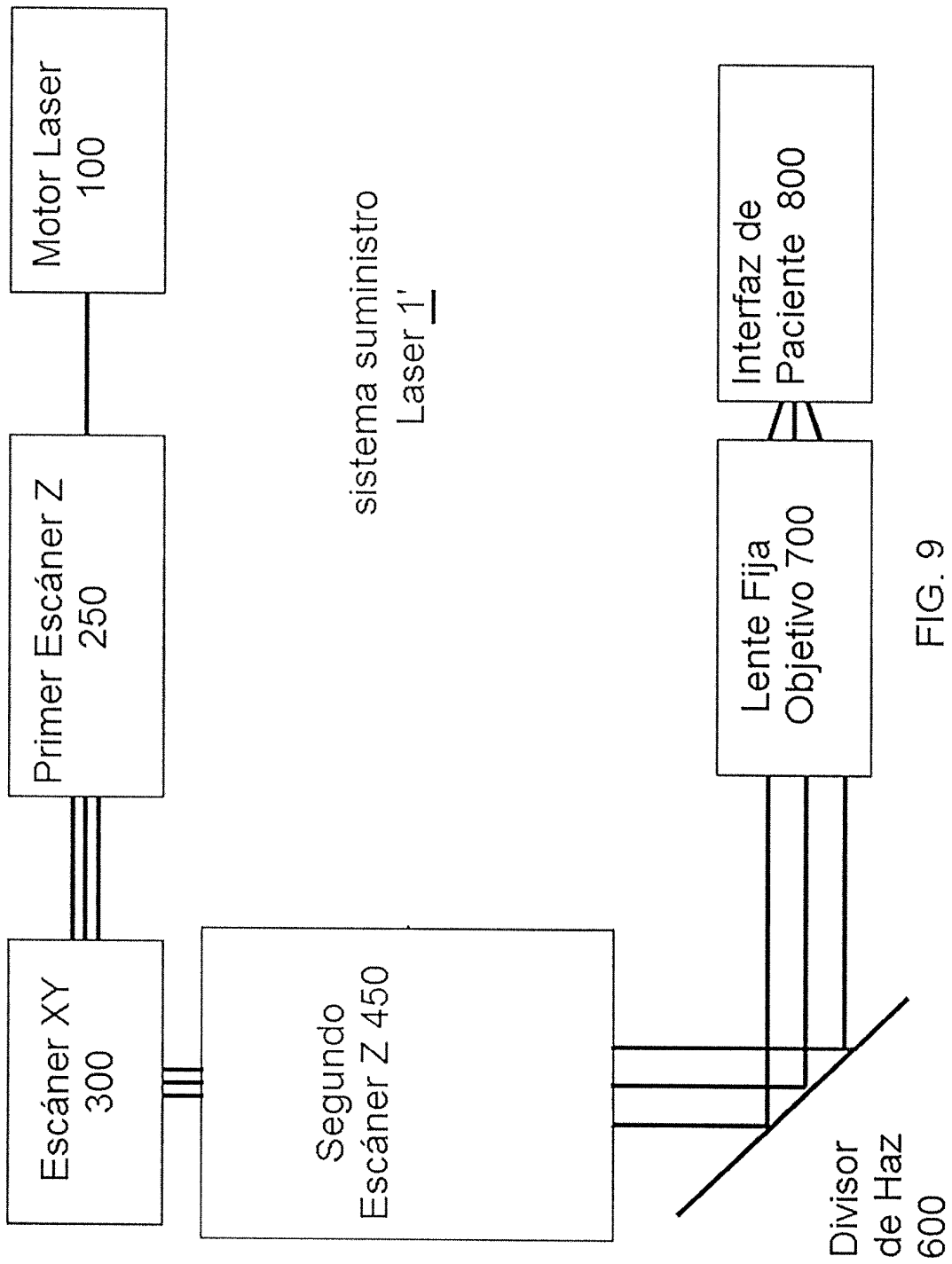


FIG. 9

	0 ajustador NA	1 controlador NA antes del escáner XY	1 controlador NA después del escáner XY	2 controladores NA
0 escáner 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 antes del escáner XY	escaneo Z	- escaneo Z - controla NA	- escaneo Z - controla NA	- escaneo Z - controla NA
1 escáner de profundidad Z después del Escáner XY	escaneo Z	- escaneo Z - controla NA	- escaneo Z - controla NA	- escaneo Z - controla NA
2 escáner de profundidad Z	escaneo Z a dos velocidades	- escaneo Z a dos velocidades - controla NA	- escaneo Z a dos velocidades - controla NA	- escaneo Z a dos velocidades - controla NA

FIG. 10

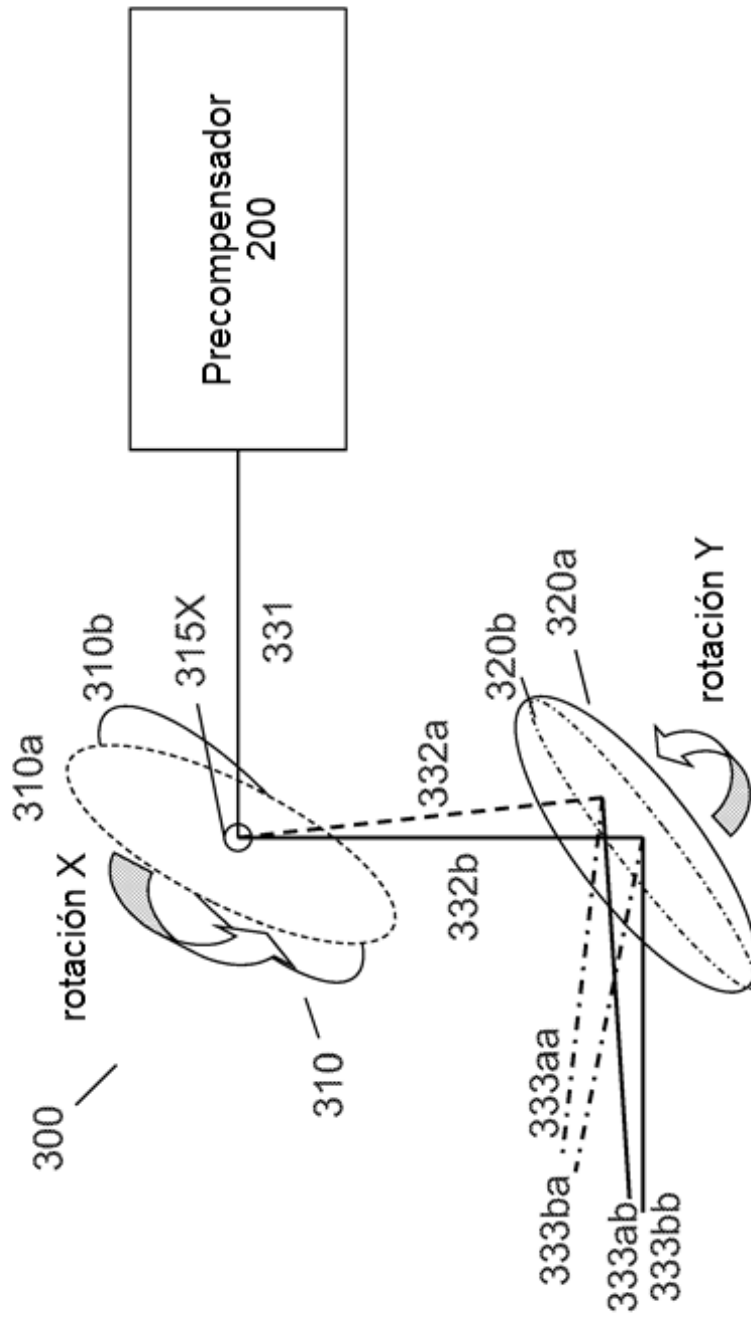


FIG. 11A

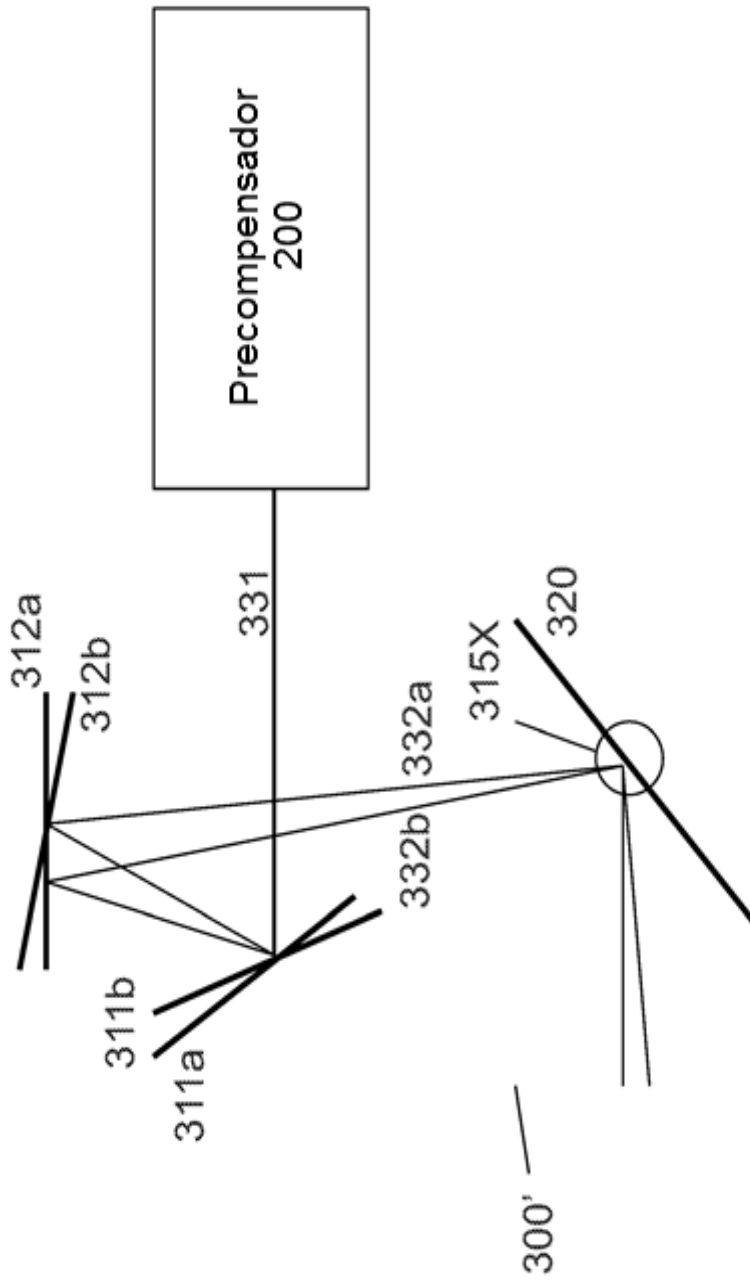


FIG. 11B

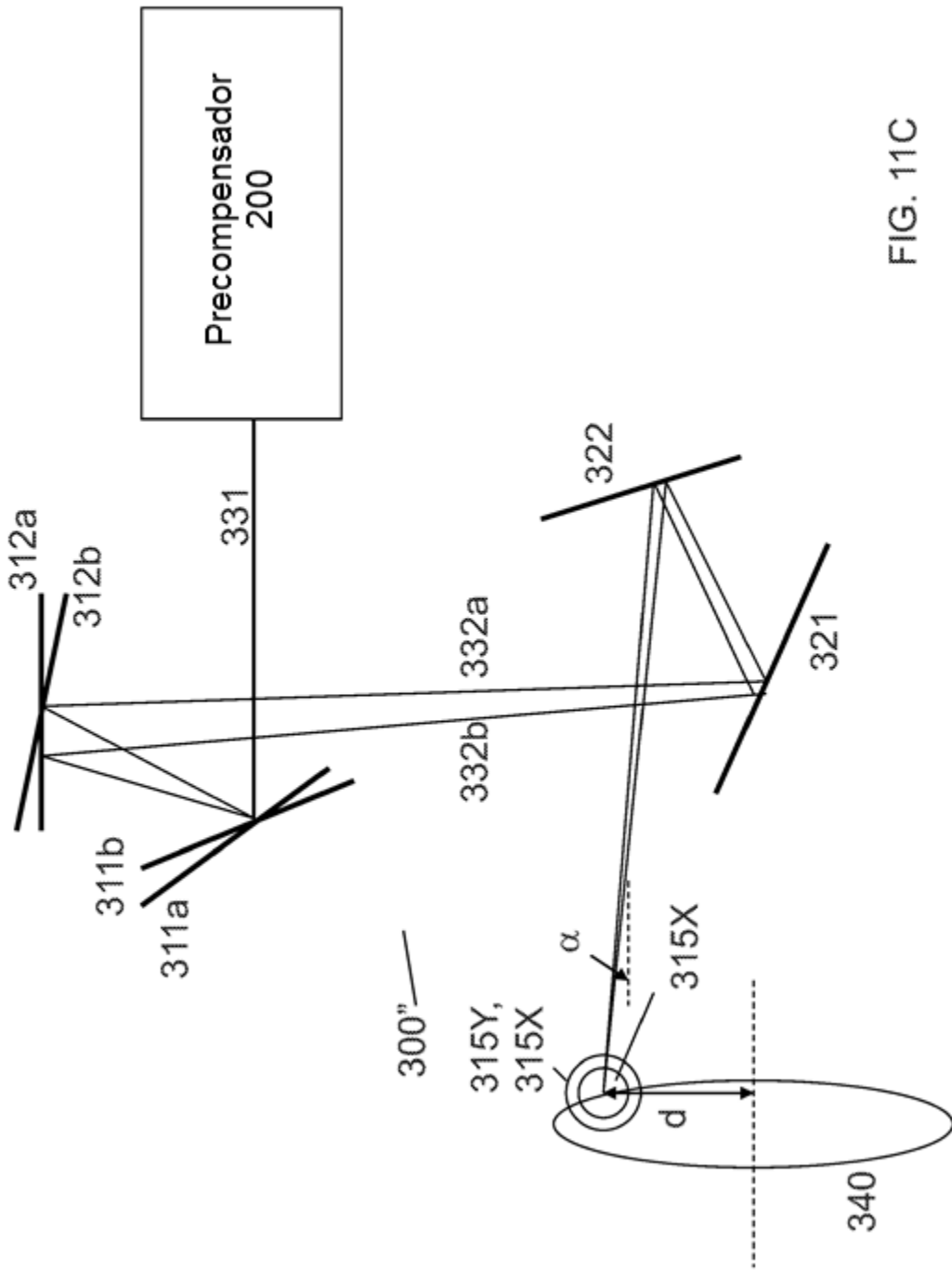


FIG. 11C

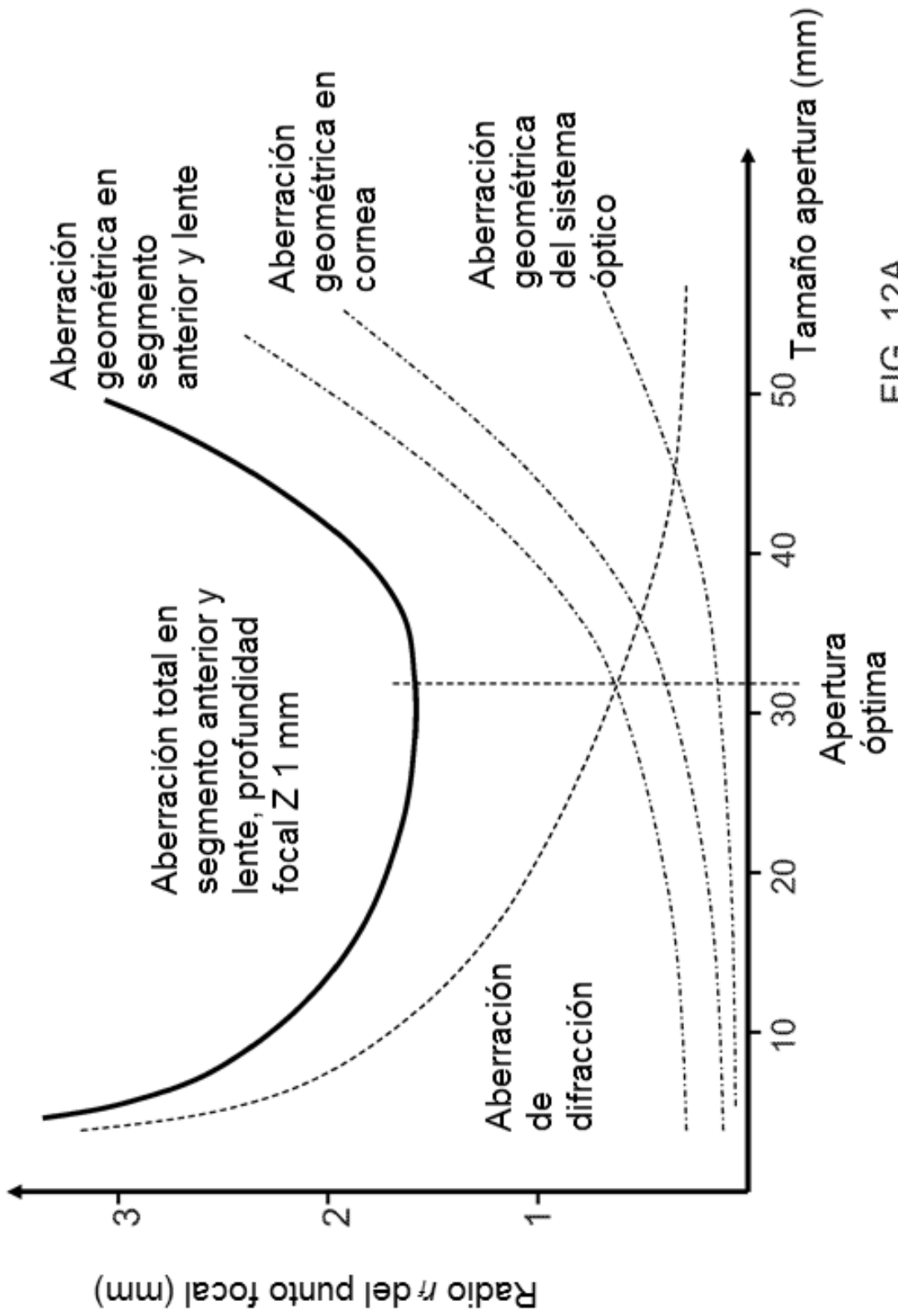


FIG. 12A

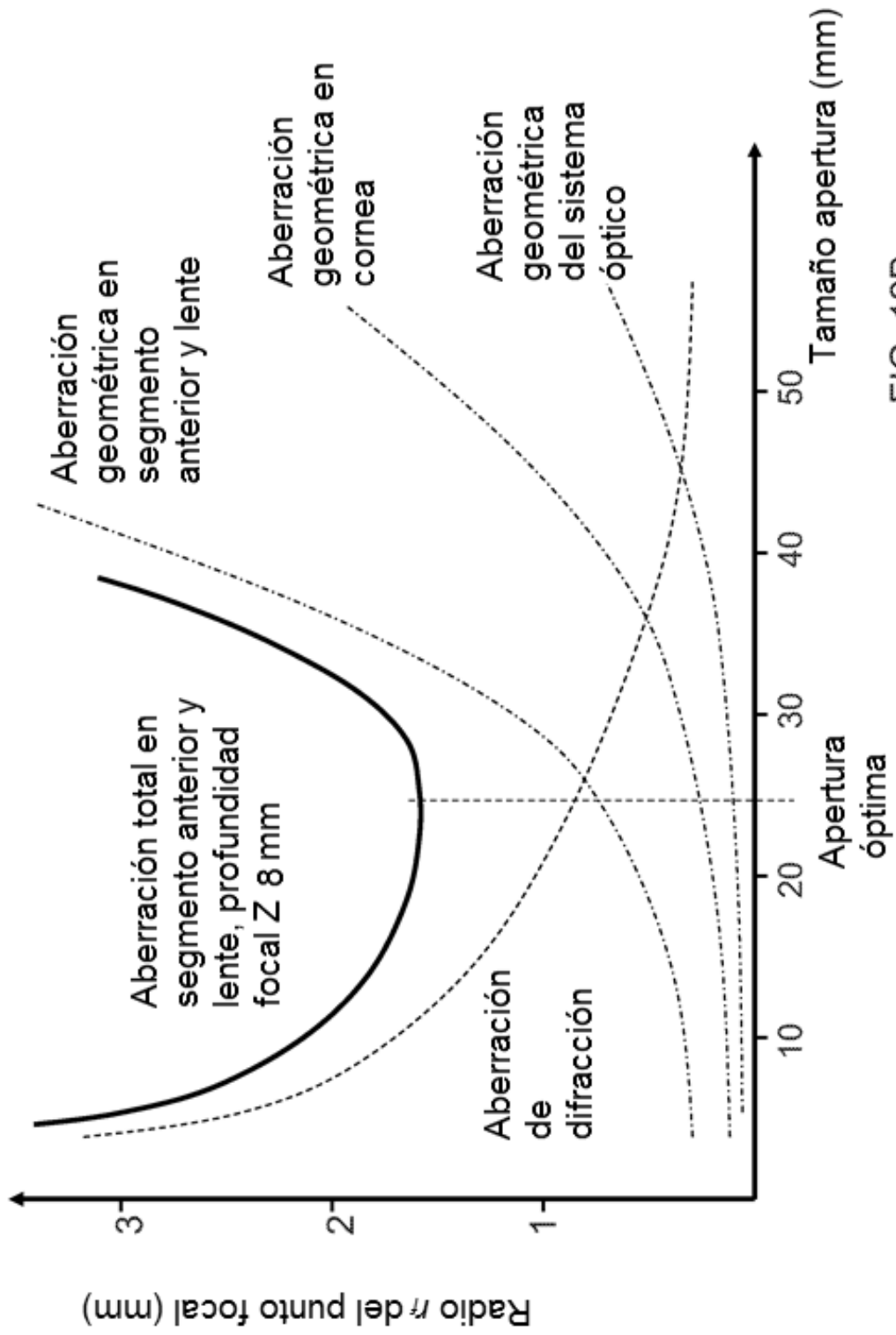


FIG. 12B

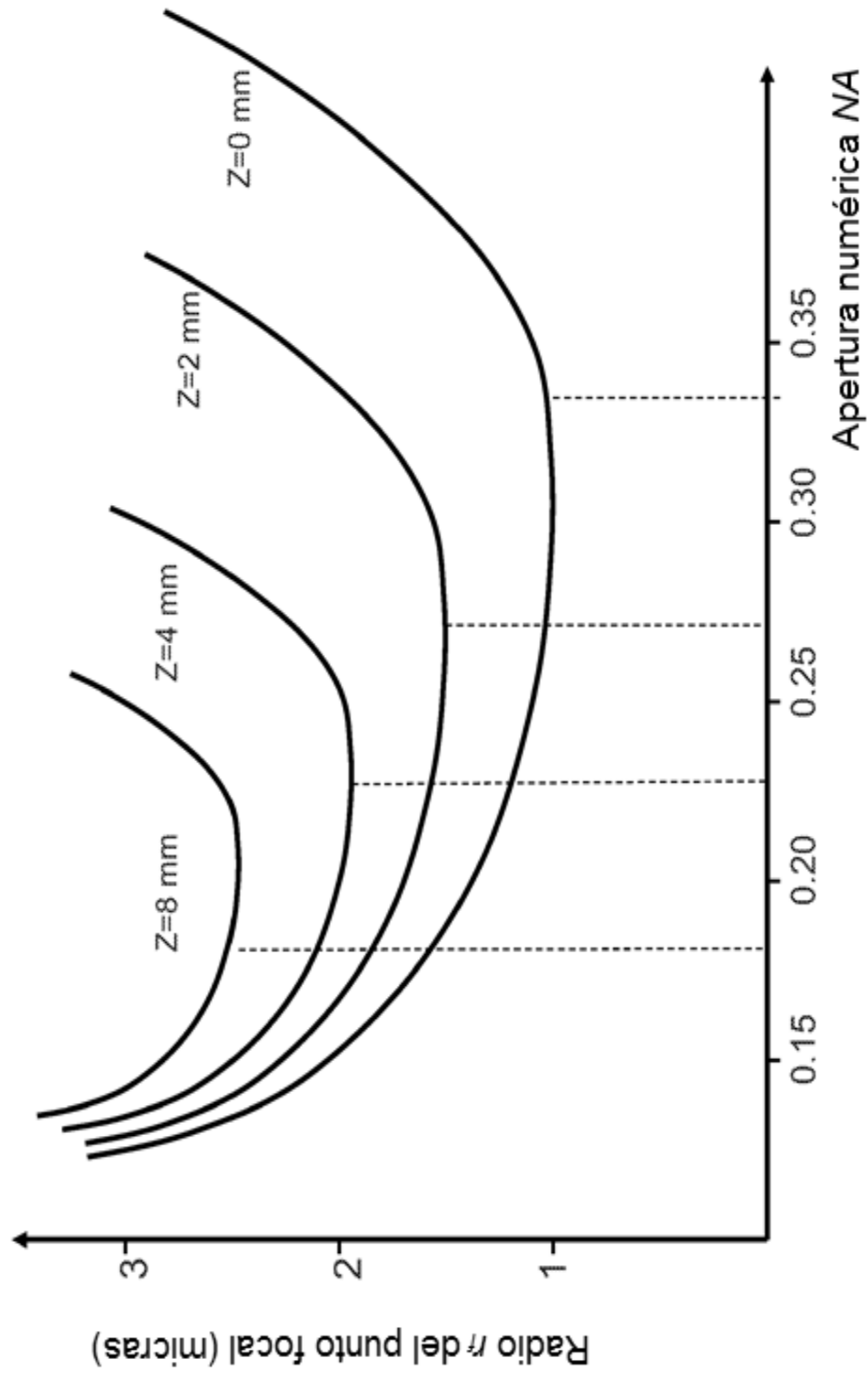


FIG. 12C

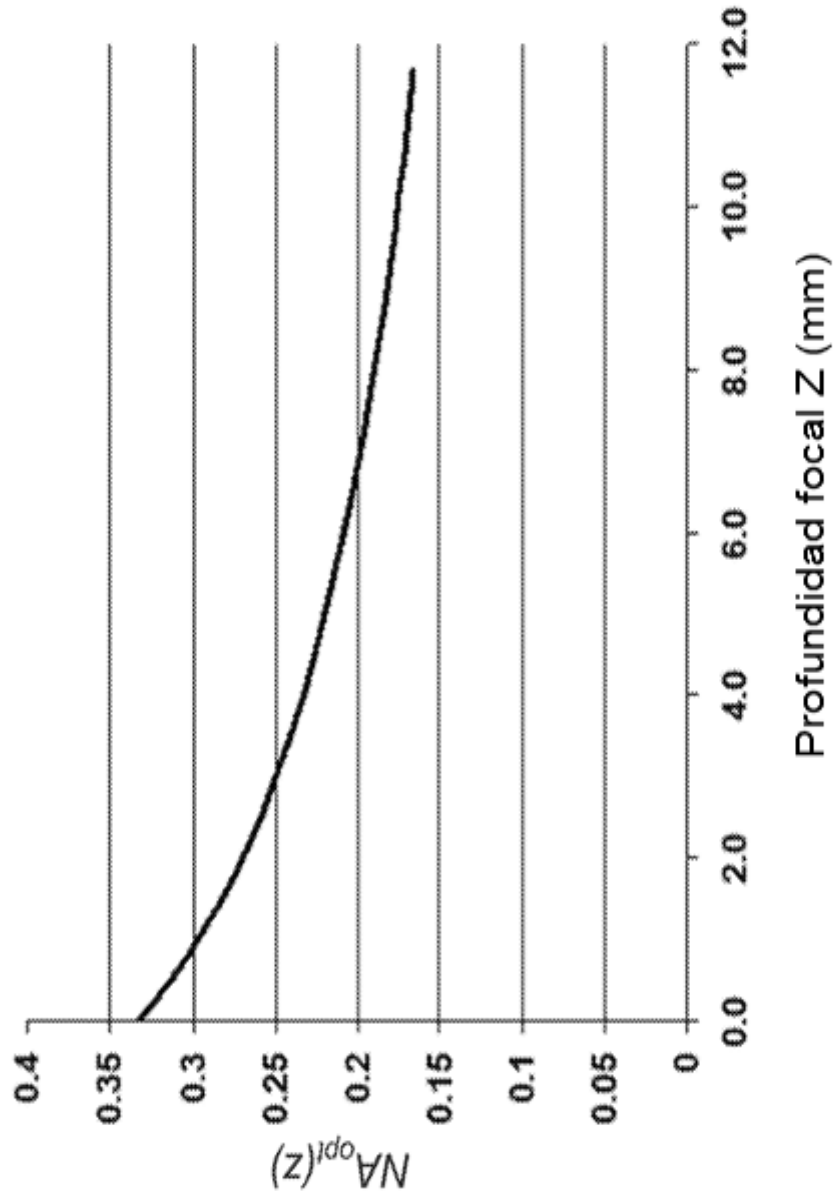
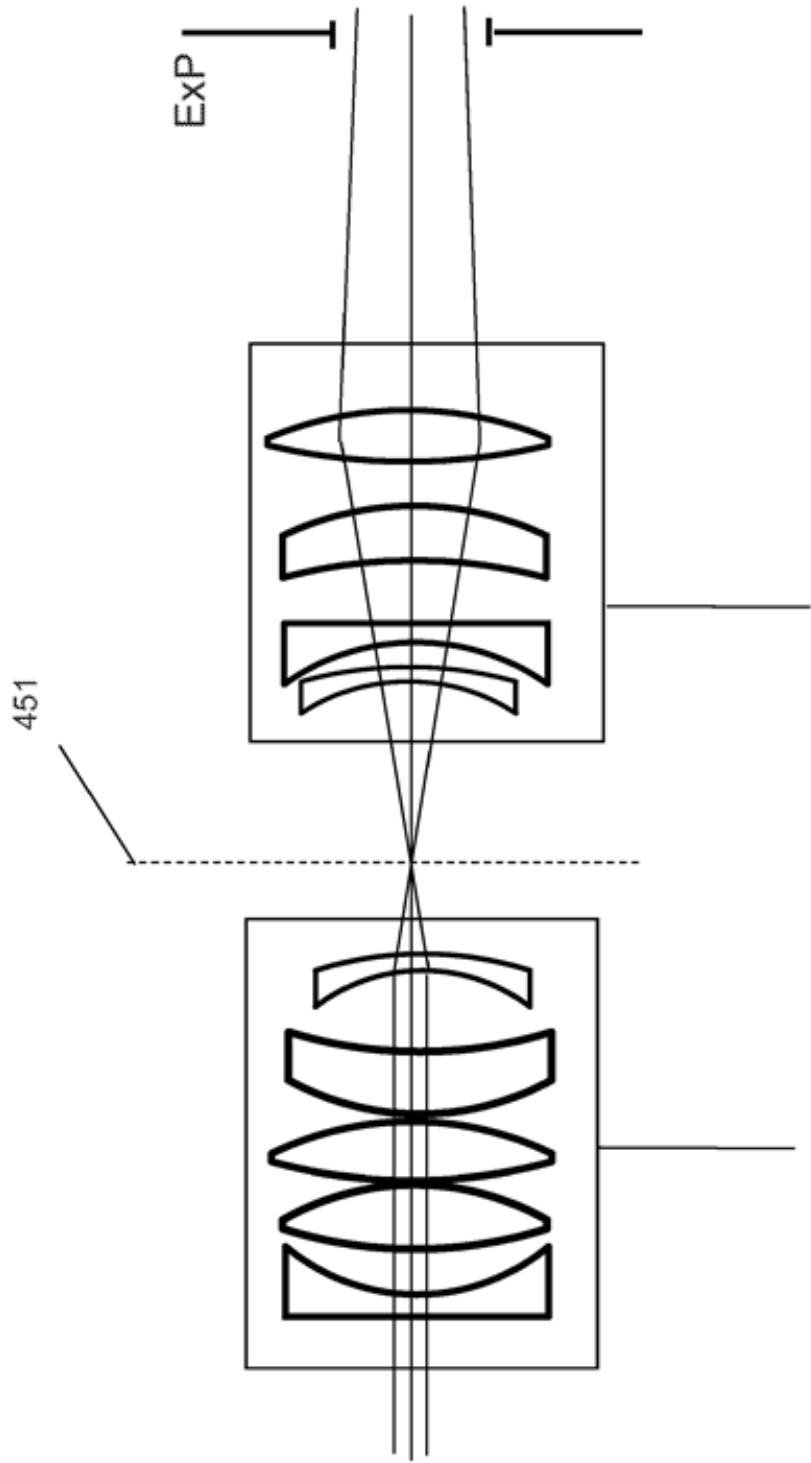
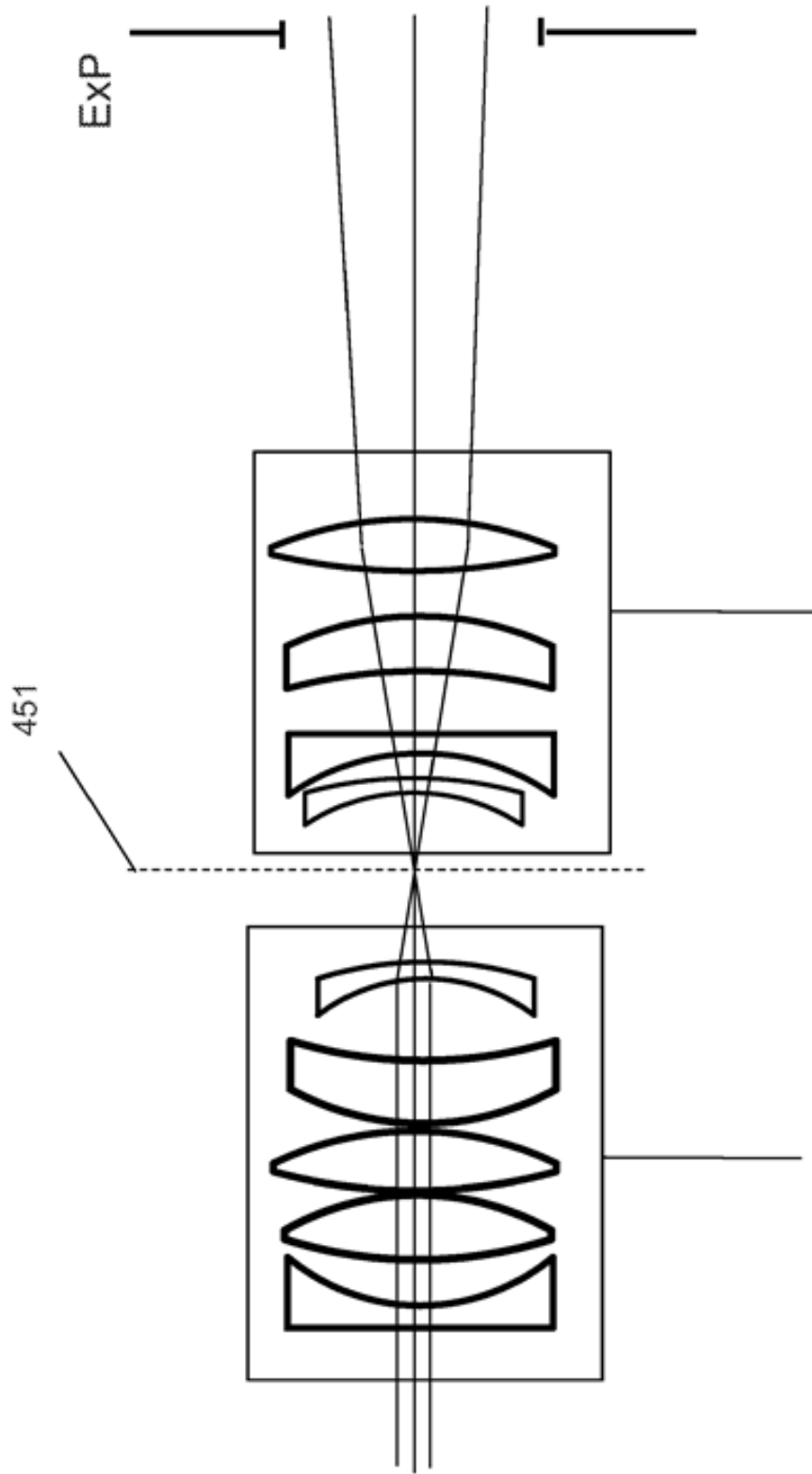


FIG. 12D



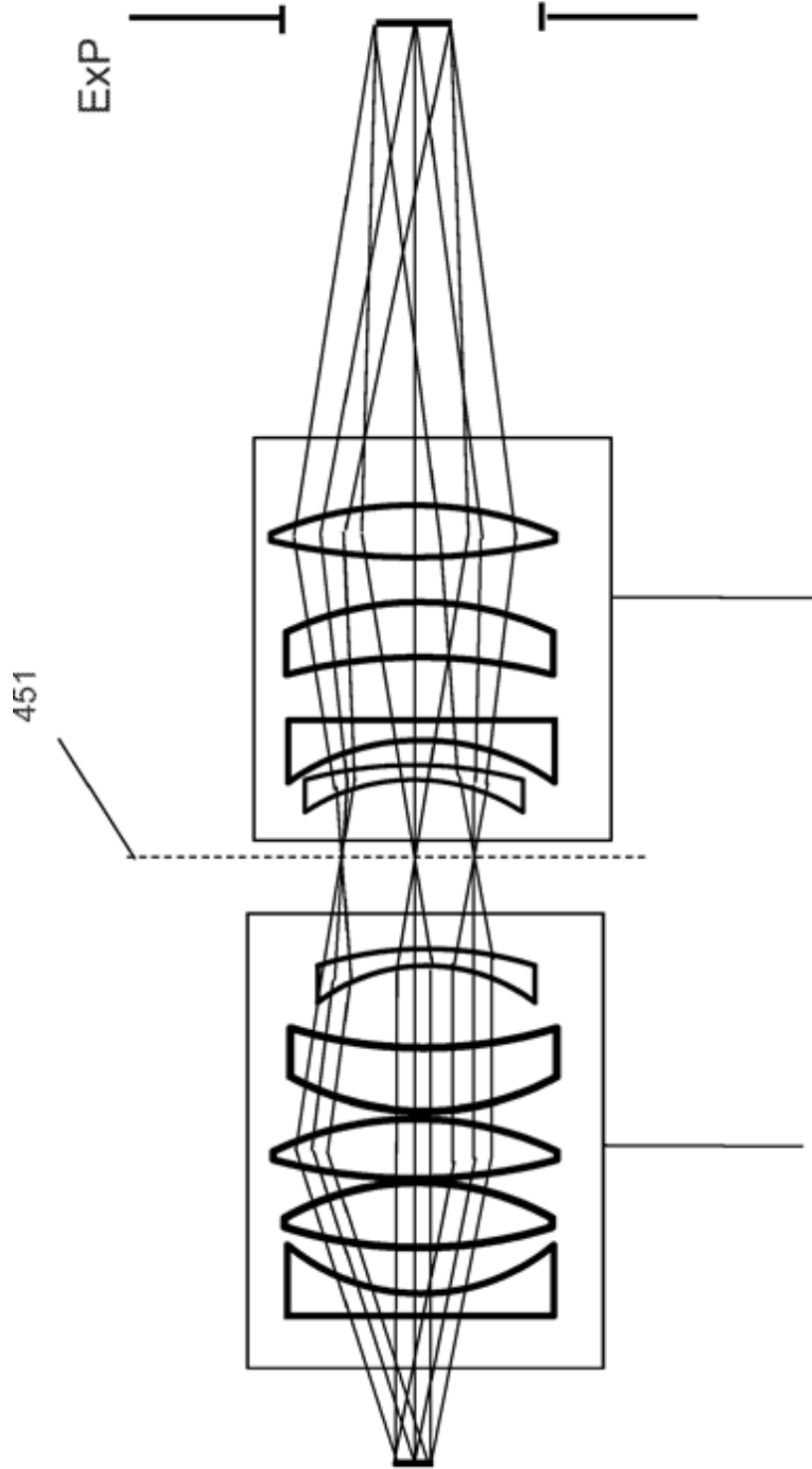
bloque Expansor de Haz Primero 400 bloque Expansor de Haz Móvil 500

FIG. 13A



bloque Expansor de Haz Primero 400 bloque Expansor de Haz Móvil 500

FIG. 13B



bloque Expansor de Haz Primero 400 bloque Expansor de Haz Móvil 500

FIG. 14

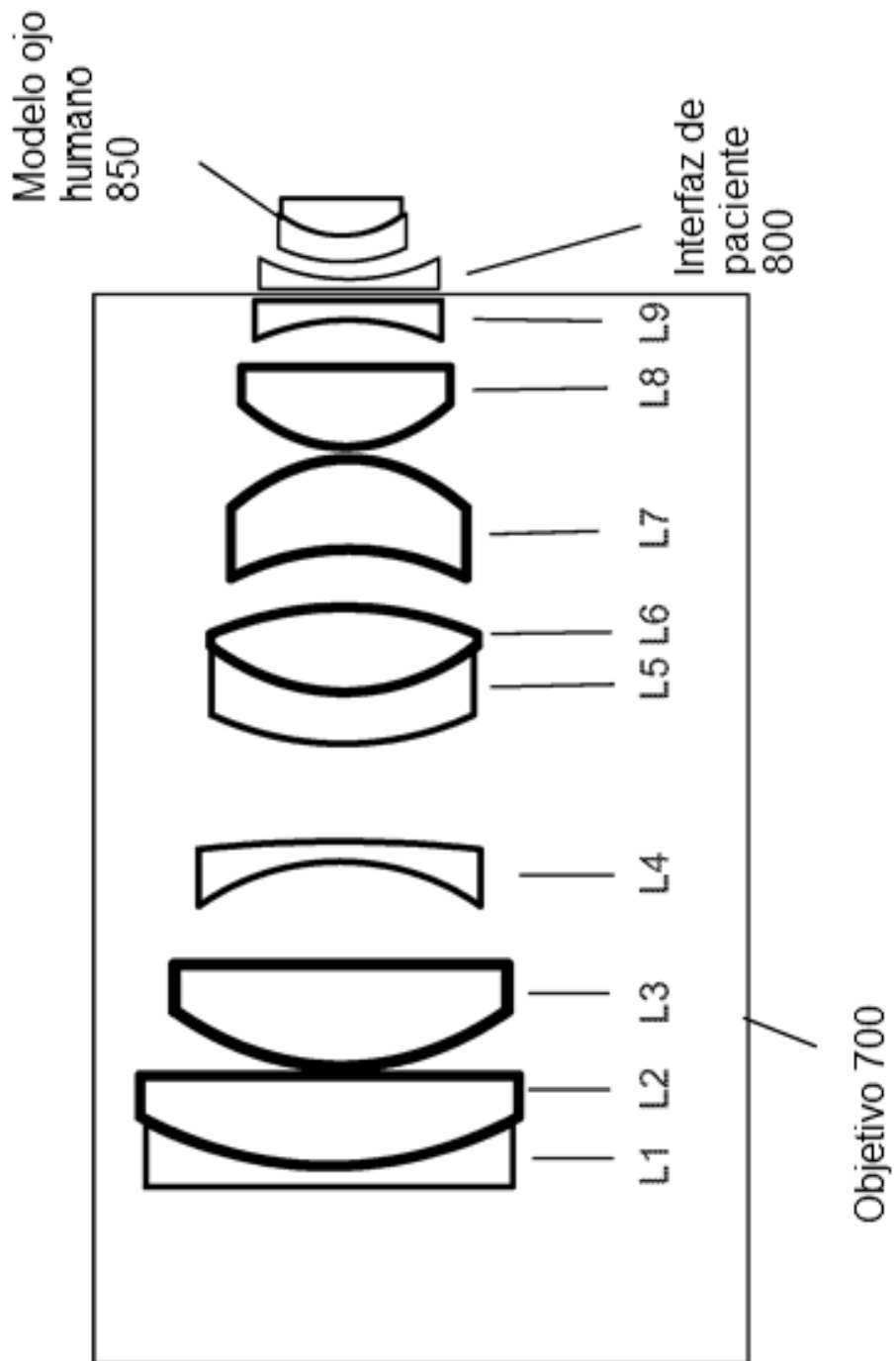


FIG. 15

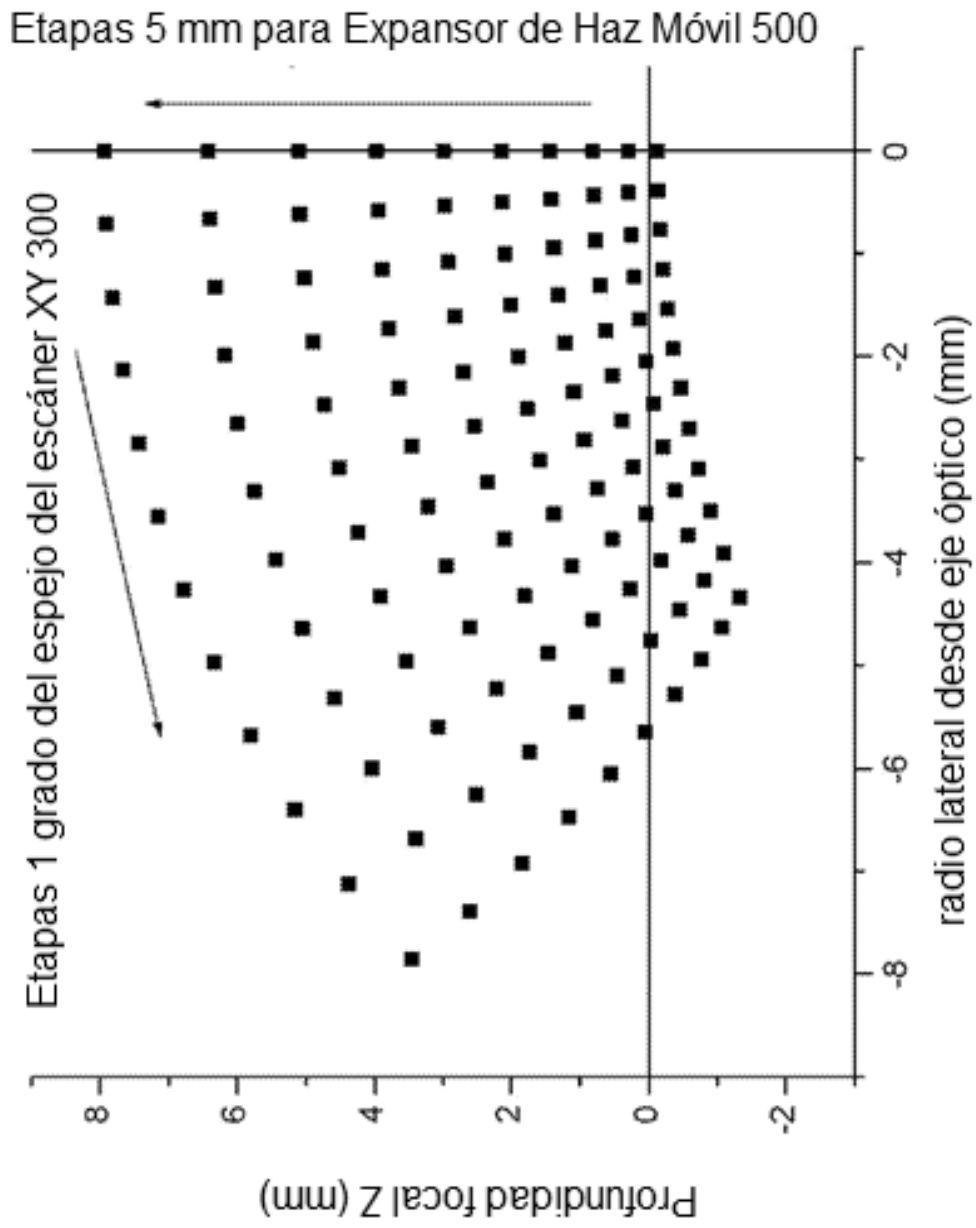


FIG. 16

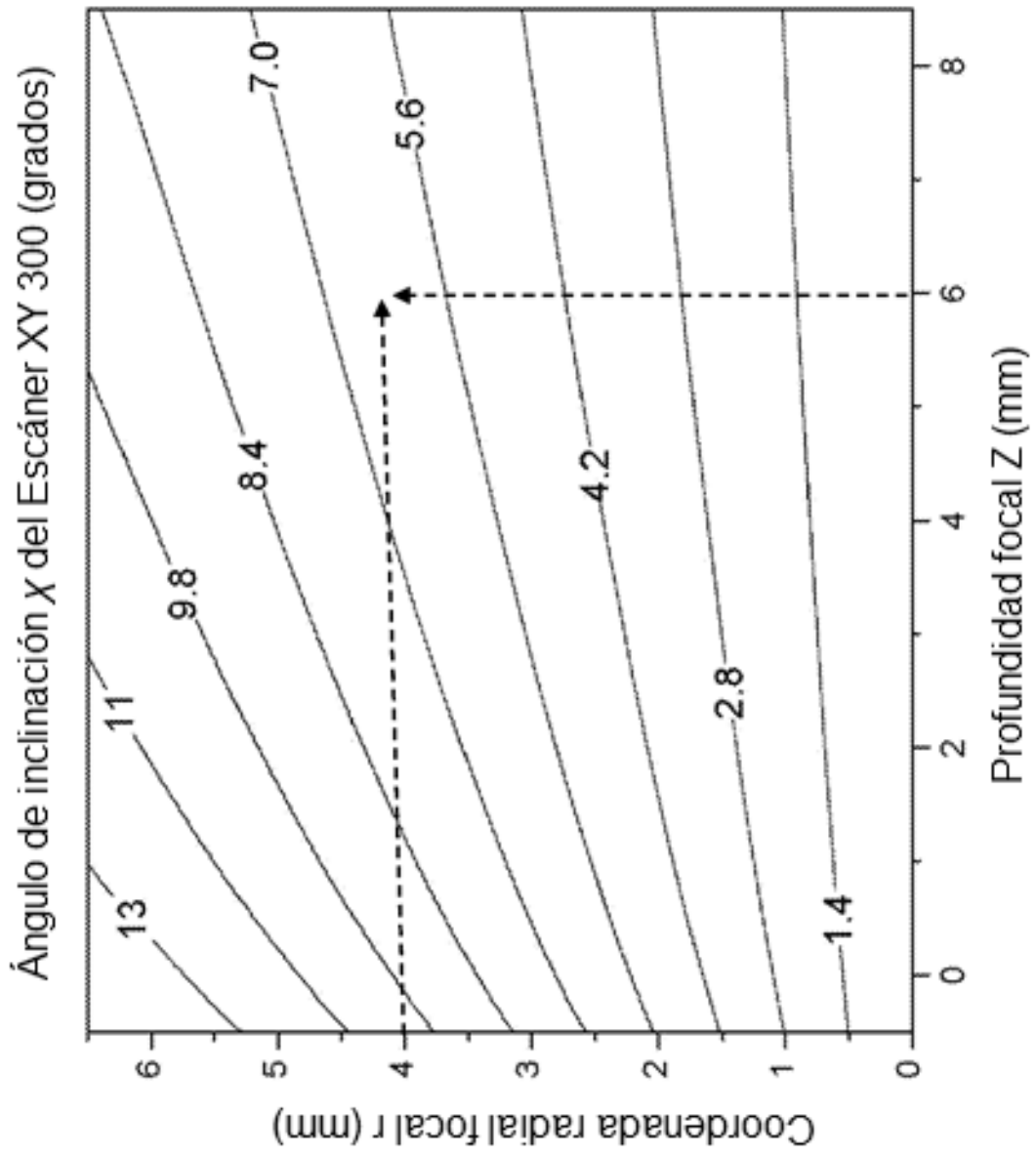


FIG. 17

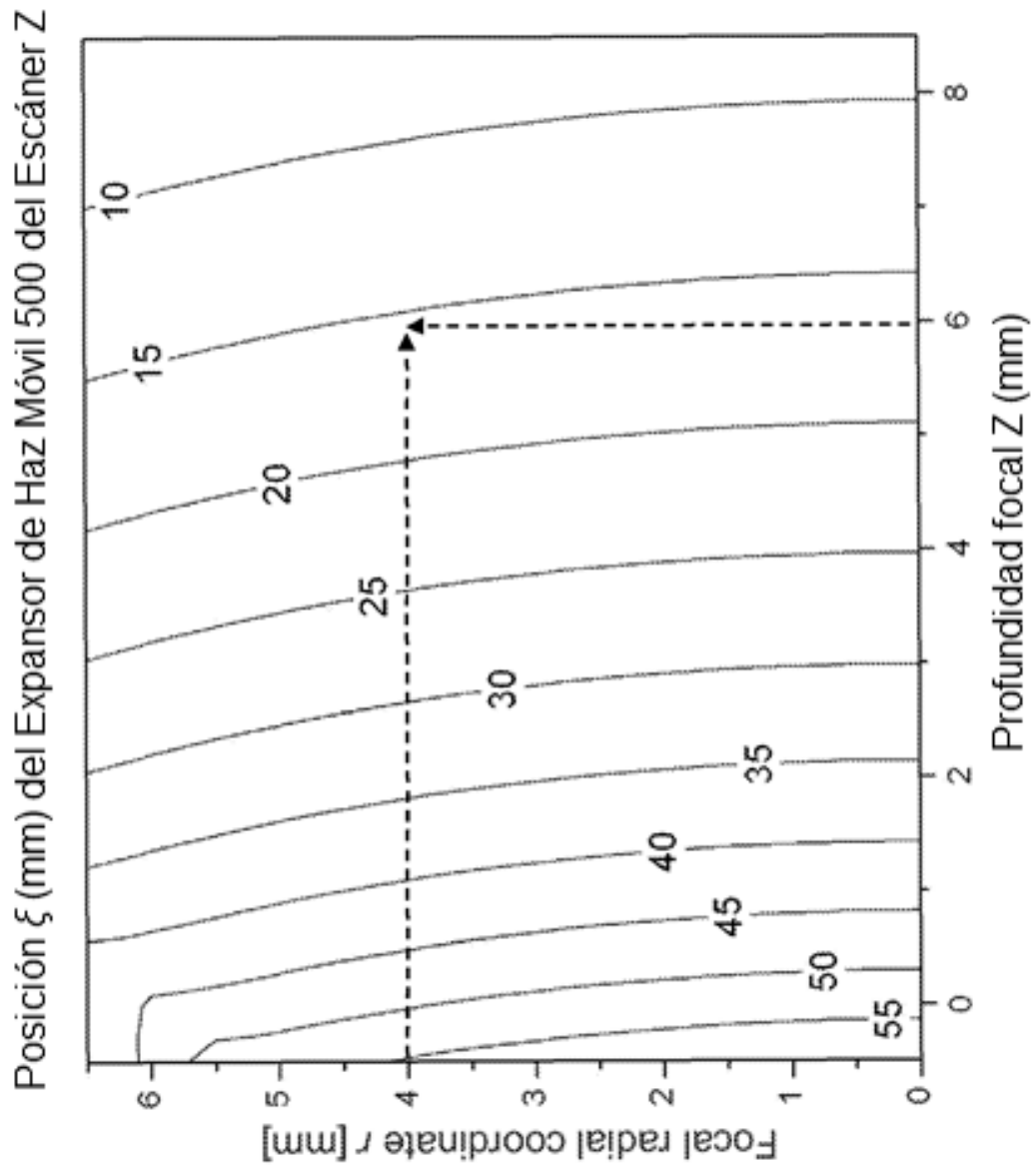


FIG. 18

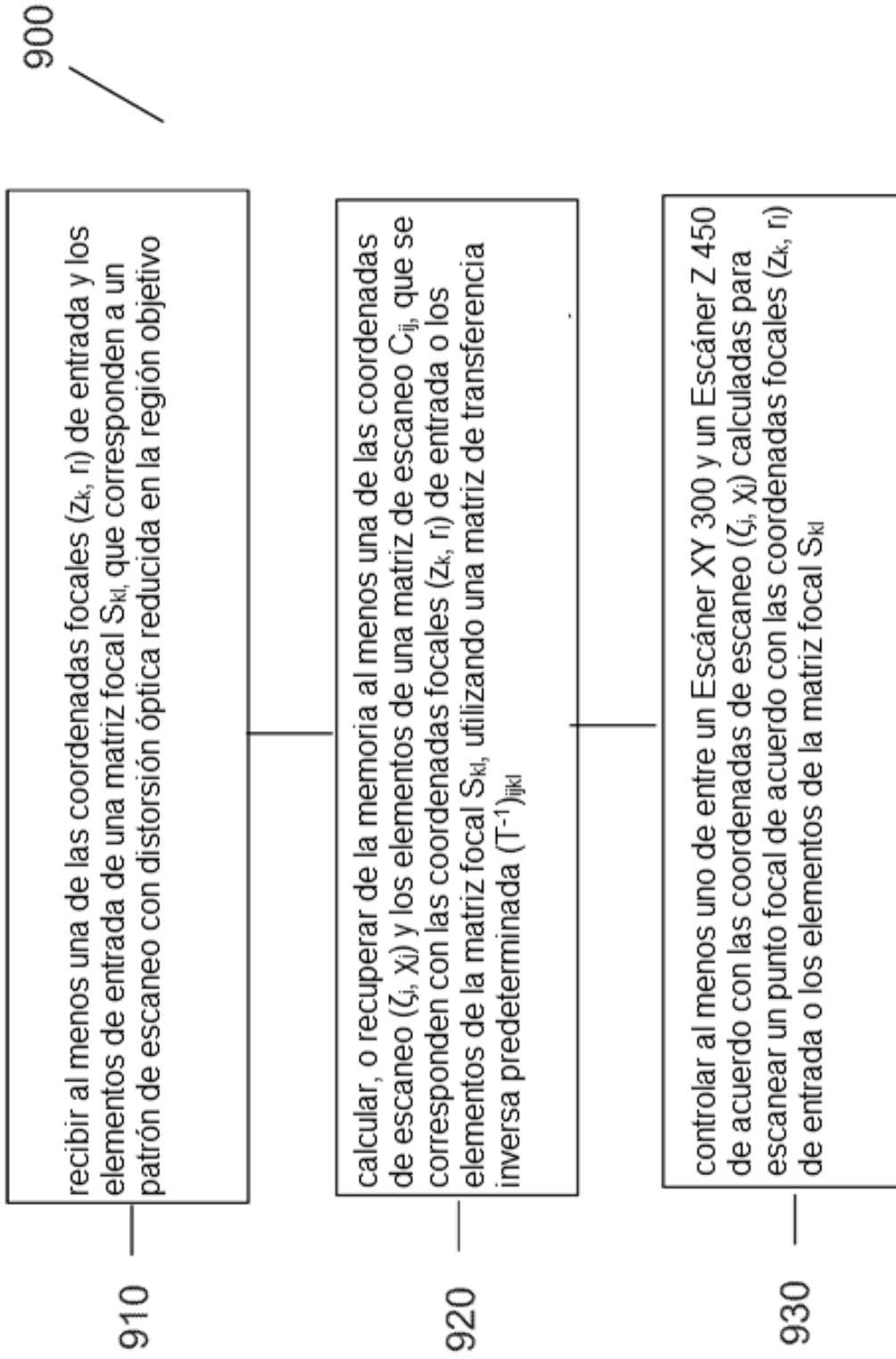


FIG. 19