

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 623 922**

51 Int. Cl.:

A61F 9/008 (2006.01)

A61F 9/01 (2006.01)

A61N 5/067 (2006.01)

G02F 1/29 (2006.01)

A61B 18/20 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **09.11.2010 PCT/US2010/055968**

87 Fecha y número de publicación internacional: **19.05.2011 WO11059958**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **09.11.2010 E 10830585 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.02.2017 EP 2501349**

54 Título: **Sistema óptico de etapas variables para láser quirúrgico oftálmico**

30 Prioridad:

16.11.2009 US 619612

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

12.07.2017

73 Titular/es:

ALCON LENSX, INC. (100.0%)

33 Journey, Suite 175

Aliso Viejo, CA 92656, US

72 Inventor/es:

RAKSI, FERENC

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 623 922 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 de etapas variables para láser quirúrgico oftálmico

Campo técnico

5 Este documento de patente se refiere a sistemas y técnicas para realizar cirugía con láser sobre el segmento anterior del ojo.

Antecedentes

10 En la realización de cirugía con láser mediante foto-disrupción causada por impulsos de láser, pueden utilizarse distintos procedimientos quirúrgicos del cristalino para retirar la lente del cristalino. Estos procedimientos pueden romper el cristalino en pequeños fragmentos y retirar los fragmentos del ojo a través de pequeñas incisiones. Pueden utilizarse instrumentos manuales, ultrasonidos, fluidos calentados o láseres en tales procedimientos. El estado de la técnica está representado por el documento WO 2011/017001 A2.

Resumen

15 La presente invención se refiere a sistemas y técnicas para proporcionar un control de escaneo variable en la entrega de un haz láser de impulsos de láser a un objetivo quirúrgico, de acuerdo con las reivindicaciones que siguen. Los sistemas y técnicas descritos pueden ser utilizados para cirugía con láser dentro del segmento anterior del ojo y del cristalino mediante la foto-disrupción causada por impulsos de láser procedentes de un láser de femtosegundo. Los sistemas y técnicas descritos pueden ser implementados en modos que proporcionen un escaneo óptico del haz láser para reducir o minimizar las distorsiones ópticas del haz láser mientras se escanea y se enfoca el haz láser al ojo.

20 Por ejemplo, un sistema de láser oftálmico puede ser implementado para incluir una fuente láser que genera un haz láser de impulsos de láser; un escáner XY que escanea el haz láser en direcciones transversales a un eje Z; un escáner Z que escanea el haz láser a lo largo del eje Z e incluye un escáner Z continuo que proporciona un escaneo continuo del haz láser a lo largo del eje Z; y un escáner incremental Z que proporciona escaneo incremental del haz láser a lo largo del eje Z.

25 En realizaciones, el escáner incremental Z está configurado para escanear en Z una profundidad de foco del sistema láser oftálmico de una manera incremental por Z escalones, y el escáner Z continuo está configurado para escanear en Z la profundidad de foco del sistema láser oftálmico de una manera continua en rangos de escaneo continuos correspondientes a los escalones Z.

30 En realizaciones, el escáner Z está configurado de modo que los intervalos de escaneo continuo son mayores que uno o más escalones Z, por ello los rangos de escaneo continuo en los que la profundidad de foco puede ser escaneada en Z con el escáner continuo Z en escalones Z contiguos se solapan, y un operador del sistema láser oftálmico es capaz de escanear en Z la profundidad de foco en un rango de escaneo en Z casi continuo.

En realizaciones, el rango de escaneo en Z tiene una longitud comprendida dentro de uno de los rangos de 0-5 mm, 5-10 mm, 10-30 mm y 0-15 mm.

35 En realizaciones, el escáner incremental Z es capaz de ajustar la profundidad de foco a un nivel corneal Z, permitiendo que un cirujano lleve a cabo un procedimiento oftálmico corneal en el rango de escaneo continuo alrededor del nivel corneal Z, y a uno o más niveles Z del cristalino, permitiendo que el cirujano lleve a cabo un procedimiento oftálmico del cristalino en rangos de escaneo continuo alrededor de uno o más niveles Z del cristalino.

En realizaciones, el escáner Z está configurado para mantener una aberración del haz láser mejor que un valor de umbral en una región objetivo.

40 En realizaciones, la aberración del sistema láser oftálmico puede estar caracterizada por una relación de Strehl S, y la relación de Strehl S es mayor que un valor de umbral S(umbral) en la región objetivo, en donde S(umbral) es uno de entre los valores de 0,6, 0,7, 0,8, y 0,9.

En realizaciones, la relación de Strehl S corresponde a un haz láser con una longitud de onda del orden de 0,4 micrones a 1,1 micrones.

45 En realizaciones, la relación de Strehl S es mayor que S(umbral) en uno o más de cinco puntos de referencia en la región objetivo, en donde los cinco puntos de referencia son determinados por sus coordenadas cilíndricas (z, r) en la región objetivo como P1=(0,0), P2=(2,6), P3=(5,0), P4=(8,0), P5=(8,3), todas en milímetros, en cualquier ángulo de azimut ϕ , con relación al frente y centro de la región objetivo que está en (0,0).

50 En realizaciones, la aberración del sistema láser oftálmico puede estar caracterizada por un radio r_f de punto focal, y el radio r_f de punto focal es menor que un valor de umbral $r_f(\text{umbral})$ en la región objetivo, en donde $r_f(\text{umbral})$ es un valor de entre 2, 3, 4, 5 y 6 micrones.

En realizaciones, el radio r_f de punto focal es menor que $r_f(\text{umbral})$ en uno o más de cinco puntos de referencia en la región objetivo, en donde los cinco puntos de referencia son determinados por sus coordenadas cilíndricas (z, r) en la región objetivo como $P1=(0,0)$, $P2=(2,6)$, $P3=(5,0)$, $P4=(8,0)$, $P5=(8,3)$, todas en milímetros, en cualquier ángulo de azimut ϕ , con relación al frente y centro de la región objetivo que está en $(0,0)$.

- 5 En realizaciones, la aberración es una de entre una aberración esférica, un coma, un astigmatismo y una aberración cromática.

En realizaciones, el escáner Z está configurado para compensar al menos parcialmente una aberración, causada por el escáner Z que ha escaneado en Z una profundidad de foco del sistema oftálmico en la región objetivo.

- 10 En realizaciones, el escáner incremental Z tiene una o más etapas variables, en donde las etapas variables pueden estar posicionadas dentro y fuera de una trayectoria del haz láser.

En realizaciones, las etapas variables pueden estar posicionadas en una secuencia de configuraciones que mueven una profundidad de foco del haz láser en escalones Z predeterminados.

En realizaciones, diferentes etapas variables están configuradas para mover la profundidad de foco proporcionalmente a una longitud de escalón Z básico multiplicado por diferentes potencias de 2.

- 15 En realizaciones, el número de etapas variables es un valor de entre uno, dos, tres y cuatro.

En realizaciones, una aberración causada por una etapa variable es compensada, al menos parcialmente, por la etapa variable que comprende una lente funcional múltiple.

En realizaciones, una aberración causada por una etapa variable es compensada, al menos parcialmente, por la etapa variable que comprende una lente individual con un parámetro de curvado diferente de cero.

- 20 En realizaciones, una etapa variable puede ser movida en la trayectoria del haz láser por un deslizador mecánico, un accionador mecánico, un brazo giratorio, y un aparato electromecánico.

- 25 En realizaciones, el escáner continuo Z está configurado para escanear la profundidad de foco del haz láser en rangos de escaneo continuos predeterminados cuando diferentes etapas variables son posicionadas en la trayectoria del haz láser, en donde los rangos continuos predeterminados son o bien diferentes para diferentes etapas variables o son los mismos para diferentes etapas variables.

En realizaciones, el escáner continuo Z está posicionado entre la fuente láser y el escáner XY, y el escáner incremental Z está posicionado después del escáner XY en la trayectoria del haz láser.

En realizaciones, el escáner continuo Z está posicionado después del escáner XY en una trayectoria del haz láser.

- 30 En realizaciones, el escáner continuo Z comprende un primer bloque, posicionado entre la fuente láser y el escáner XY, y un segundo bloque, posicionado después del escáner XY en una trayectoria del haz láser.

En realizaciones, el escáner Z está configurado para variar una profundidad de foco Z y una abertura numérica del haz láser de manera esencialmente independiente una de otra.

En realizaciones, el escáner Z está posicionado en un alojamiento separado de un objetivo y antes del objetivo en una trayectoria del haz láser.

- 35 En realizaciones, un método incluye los pasos de generar un haz láser por una fuente láser, escanear en Z una profundidad de foco del haz láser mediante un escáner continuo Z y escanear en Z la profundidad de foco del haz láser por un escáner incremental Z.

- 40 En realizaciones, el escaneado en Z por el escáner incremental Z incluye el escaneado en Z de la profundidad de foco en escalones Z incrementales, y el escaneado en Z por el escáner Z continuo comprende escanear en Z la profundidad de foco en rangos de escaneo continuos correspondientes a los escalones incrementales Z.

En realizaciones, uno o más de los rangos de escaneo continuo es mayor que los escalones Z, por lo que los rangos de escaneo continuo en los que la profundidad de foco puede ser escaneada en Z con el escáner continuo Z en escalones Z contiguos se solapan, y un operador del sistema láser oftálmico es capaz de escanear en Z la profundidad de foco en un rango de escaneo en Z casi continuo.

- 45 Algunas realizaciones incluyen los pasos de ajustar el escáner incremental Z a un nivel corneal Z, realizar un procedimiento quirúrgico corneal escaneando en Z la profundidad de foco con el escáner continuo Z, ajustar el escáner incremental Z a uno o más niveles de cristalino, y realizar un procedimiento quirúrgico de cristalino escaneando en Z la profundidad de foco con el escáner continuo Z.

En realizaciones el método incluye los pasos de mantener una aberración mejor que un valor de umbral en una región objetivo, en donde la aberración es una de entre una aberración esférica, un coma, un astigmatismo y una aberración cromática.

5 En realizaciones, el paso de escanear en Z mediante el escáner incremental Z incluye posicionar una o más etapas variables del escáner incremental Z en una trayectoria del haz láser.

En realizaciones, el paso de escanear en Z mediante el escáner incremental Z incluye posicionar las etapas variables en una secuencia de configuraciones que escanean en Z la profundidad de foco en incrementos de Z predeterminados.

10 En realizaciones, el paso de escanear en Z mediante el escáner incremental Z incluye mover la profundidad de foco de manera proporcional a un escalón básico Z multiplicado por diferentes potencias de 2 moviendo diferentes etapas variables dentro y fuera de la trayectoria del haz láser.

15 En realizaciones, el escaneado en Z de la profundidad de foco incluye escanear en Z la profundidad de foco con el escáner continuo Z a una profundidad de foco cerca de un máximo de un primer intervalo de escaneo continuo, aumentar la profundidad de foco en un escalón incremental Z por el escáner incremental Z, reiniciar el escáner continuo Z a cerca de un mínimo de un segundo intervalo de escaneo continuo, y escanear en Z la profundidad de foco dentro del segundo rango de escaneo continuo.

En realizaciones, el primer rango de escaneo continuo y el segundo rango de escaneo continuo son esencialmente iguales.

En realizaciones, el paso de escanear en Z la profundidad de foco incluye escanear en Z la profundidad de foco de manera esencialmente independiente del ajuste de una abertura numérica del haz láser.

20 Algunas realizaciones incluyen una fuente láser para generar un haz láser pulsatorio, un escáner XY para escanear el haz láser en direcciones transversales a un eje Z, un escáner continuo Z y un escáner Z de etapa variable para escanear el haz láser a lo largo del eje Z.

En realizaciones, el escáner Z de etapa variable incluye etapas variables, configuradas para ser posicionadas dentro y fuera de una trayectoria del haz láser.

25 La invención está definida por las reivindicaciones.

Breve descripción de las figuras

La fig. 1 ilustra un ejemplo de un sistema de entrega de láser quirúrgico.

La fig. 2 ilustra un frente de ondas Gaussiano G y un frente de ondas W aberrado.

Las figs. 3A-3B ilustran rayos ópticos en un plano óptico y en un plano focal escaneado.

30 La fig. 3C ilustra un ejemplo del radio de mancha focal.

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

La fig. 5 ilustra puntos de referencia para cirugía oftálmica.

Las figs. 6A-B ilustran una operación ejemplar de pre-compensador en el sistema en la fig. 1.

Las figs. 7A-B ilustran distintos usos de una funcionalidad de escaneado en Z eficiente.

35 Las figs. 8A-D ilustran implementaciones ejemplares del pre-compensador en el sistema en la fig. 1.

La fig. 9 ilustra una implementación ejemplar del sistema de entrega de láser en la fig. 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 de NA.

Las figs. 11A-C ilustran implementaciones ejemplares de un escáner XY en el sistema en la fig. 9.

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

Las figs. 13A-B ilustran dos ajustes ejemplares del bloque Primer Extensor de Haz y del bloque Extensor de Haz Móvil.

La fig. 14 ilustra un ejemplo del plano focal intermedio.

Fig. 15 ilustra un ejemplo de un sistema de entrega de láser con un escáner incremental Z.

Las figs. 16A-B ilustran niveles z, escalones e intervalos en regiones objetivo para el escáner incremental Z en el sistema en la fig. 15.

5 Las figs. 17A-B ilustran la operación de un escáner Z de etapa variable para el escáner incremental Z en el sistema en la fig. 15.

La fig. 18 ilustra una implementación del escáner incremental Z en el sistema en la fig. 15.

La fig. 19 ilustra una implementación del Objetivo para el sistema en la fig. 15.

La fig. 20 ilustra un plano focal curvado en la región objetivo.

La fig. 21 ilustra un nomograma del ángulo de inclinación del escáner XY.

10 La fig. 22 ilustra un nomograma de la posición del Extensor de Haz Móvil.

La fig. 23 ilustra pasos de un ejemplo de un método de control de escaneo de haz.

Descripción detallada

15 Los ejemplos e implementaciones de sistemas y técnicas descritas en este documento proporcionan un control de escaneo variable en la entrega de un haz láser de impulsos láser desde un láser pulsatorio de femtosegundo a un objetivo quirúrgico. Las implementaciones de los sistemas y técnicas descritos en este documento pueden ser utilizadas para realizar procedimientos quirúrgicos tanto en la córnea como en el cristalino. Realizar cirugía oftálmica en el cristalino del ojo está asociado con exigencias cualitativamente diferentes de los procedimientos en la córnea. Como tal, las técnicas tradicionales que implican, por ejemplo, instrumentos manuales, ultrasonidos, fluidos calentados, tienden a tener inconvenientes significativos cuando son utilizados en procedimientos quirúrgicos del cristalino. Ejemplos de tales inconvenientes incluyen la necesidad de entrar en el ojo con sondas con el fin de conseguir la fragmentación, y la precisión limitada.

20 Los ejemplos e implementaciones de sistemas y técnicas descritos en este documento utilizan tecnología láser foto-disruptiva para entregar impulsos láser al cristalino para fragmentar ópticamente el cristalino sin inserción de una sonda y así puede ofrecer el potencial de una retirada del cristalino mejorada. La foto-disrupción inducida mediante láser ha sido ampliamente utilizada en cirugía oftálmica con láser y se han utilizado frecuentemente láseres de Nd:YAG como las fuentes láser para la fragmentación del cristalino mediante la foto-disrupción inducida por láser. Algunos sistemas existentes utilizan haces láser con impulsos de nanosegundos con energías de impulso de varios mJ (E. H. Ryan y col., American Journal of Ophthalmology 104: 382-386, octubre de 1987; R. R. Kruger y col., Ophthalmology 108:2122-2129, 2001), e impulsos de picosegundos con varias decenas de μJ por impulso (A. Gwon y col., J. Cataract Refract Surg. 21, 282-286, 1995). Estos impulsos relativamente largos depositan cantidades relativamente grandes de energía en las manchas quirúrgicas, dando como resultado considerables limitaciones sobre la precisión y control del procedimiento, al tiempo que crean un nivel de riesgo relativamente elevado de resultados indeseados. En paralelo, en el campo relacionado de la cirugía corneal se ha reconocido que duraciones de impulso más cortas y una mejor focalización pueden ser conseguidas utilizando impulsos de duración de centenares de femtosegundos en lugar de los impulsos de nanosegundos y picosegundos. Los impulsos de femtosegundos depositan mucha menos energía por impulso, aumentando de manera significativa la precisión y la seguridad del procedimiento. Distintos sistemas de láser de femtosegundos están diseñados para satisfacer las exigencias de la cirugía corneal y tienden a tener el rango de profundidad de foco del láser menor de aproximadamente 1 mm, el grosor de la córnea. Como el cristalino está típicamente situado a una profundidad de 3-10 mm, los sistemas láser diseñados para procedimientos en la córnea no ofrecen soluciones para los retos considerables de realizar cirugía sobre el cristalino del ojo.

25 Un ejemplo de un sistema láser oftálmico descrito en este documento incluye una fuente láser que genera un haz láser de impulsos de láser; un escáner XY que escanea el haz láser en direcciones transversales a un eje Z; un escáner Z que escanea el haz láser a lo largo del eje Z e incluye un escáner continuo Z que proporciona un escaneo continuo del haz láser a lo largo del eje Z; y un escáner incremental Z que proporciona un escaneo incremental del haz láser a lo largo del eje Z. Este sistema puede ser implementado y adaptado para cirugía de cristalino y cirugía corneal. Algunos detalles en la implementación de este sistema se proporcionan a continuación.

30 1. Los impulsos láser de femtosegundo han de ser generador de manera fiable. Los impulsos de femtosegundo de elevada tasa de repetición permiten el uso de mucha menor energía por impulso, proporcionando un control y precisión mucho más elevados para el operador del sistema. Sin embargo, generar impulsos de femtosegundo de manera fiable es un reto considerablemente mayor que generar impulsos de nanosegundos o de picosegundos, utilizados por algunos sistemas existentes.

2. El haz láser quirúrgico es refractado considerablemente cuando se propaga a través de hasta 5 mm del medio refractivo, incluyendo la córnea y la cámara acuosa anterior justo para alcanzar el objetivo quirúrgico, el cristalino. En

contraste, el haz láser utilizado para la cirugía corneal es focalizado a una profundidad de una fracción de un milímetro, y así esencialmente no es refractado cuando entra en el objetivo corneal desde el sistema láser.

3. El sistema de entrega de láser quirúrgico está configurado para escanear la región quirúrgica completa, por ejemplo, desde la parte frontal/anterior del cristalino a una profundidad típica de 5 mm a la parte trasera/posterior del cristalino a una profundidad típica de 10 mm. Este rango de 5 mm o más de escaneo de profundidad, o "rango de escaneo en Z", es considerablemente más extenso que el rango de escaneo de profundidad de 1 mm utilizado para cirugía en la córnea. Típicamente, las cirugías de ópticas, especialmente las ópticas de abertura numérica elevada utilizadas en este documento, están optimizadas para focalizar un haz láser a una profundidad operativa específica. Durante procedimientos en la córnea el escaneo de profundidad de 1 mm causa sólo una moderada salida de la profundidad operativa optimizada. En contraste, durante el escaneo de 5 a 10 mm durante la cirugía del cristalino, el sistema es accionado lejos de una profundidad operativa optimizada fija. Por ello, el sistema de entrega de láser de cirugía de cristalino emplea una óptica adaptativa muy refinada para ser capaz de escanear el intervalo extenso de escaneo de profundidad requerido por la cirugía del cristalino.

4. Algunas realizaciones están integradas en el sentido de que están configuradas para realizar cirugía tanto en la córnea como en el cristalino. En estas realizaciones integradas el rango de escaneo de profundidad puede ser de hasta 10 mm en lugar de 5 mm, planteando retos incluso más difíciles.

5. Durante los procedimientos quirúrgicos en la córnea, tales como las muchas variantes de LASIK, el haz láser es escaneado perpendicular al eje óptico ("en el plano XY"). En procedimientos típicos el rango de escaneo XY cubre sólo la parte central de la córnea con un diámetro de 10 mm. Sin embargo, en sistemas quirúrgicos integrados pueden formarse también cortes adicionales. Un tipo de cortes son los cortes de entrada, que proporcionan acceso al interior del ojo para agujas de aspiración y herramientas quirúrgicas convencionales. Otro tipo de cortes es el de las incisiones de relajación del limbo (LRI), que implican hacer un par de incisiones en el limbo corneal justo anterior a la arcada vascular. Ajustando la longitud, profundidad, y ubicación de estas incisiones arqueadas, se pueden inducir cambios en el astigmatismo corneal. Los cortes de entrada y los LRI pueden ser colocados en la periferia de la córnea, típicamente con un diámetro de 12 mm. Aunque aumentar el diámetro de escaneo XY desde 10 mm a 12 mm de diámetro es solamente un incremento del 20% comparado con el diámetro regular de los faldones LASIK, es un reto significativo para mantener aberraciones fuera de eje del sistema de entrega de láser bajo control en tales diámetros, ya que las aberraciones fuera del eje crecen proporcionales a potencias más elevadas del diámetro de campo en el plano focal.

6. Los procedimientos quirúrgicos con láser del cristalino pueden requerir un guiado a partir de sistemas de formación de imágenes sofisticados. En algunos sistemas de formación de imágenes los vasos sanguíneos del limbo son identificados 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 con relación a las coordenadas de referencia identificadas durante la diagnosis pre-operativa del ojo. Los vasos sanguíneos elegidos en la periferia del área quirúrgica pueden ser los menos perturbados por la cirugía y así los más fiables. Los sistemas de formación de imágenes dirigidos a tales vasos sanguíneos periféricos, sin embargo, requieren las ópticas de formación de imagen para formar la imagen de un área con un radio mayor de 10 mm, tal como 12 mm.

7. El haz láser desarrolla distintas aberraciones al tiempo que se propaga a lo largo de la trayectoria óptica dentro del ojo. Los sistemas de entrega de láser pueden mejorar la precisión compensando estas aberraciones. Un aspecto adicional de estas aberraciones es que dependen de la frecuencia de la luz, un hecho referenciado como "aberración cromática". Compensar estas aberraciones dependientes de la frecuencia aumenta el reto sobre el sistema. La dificultad de compensar estas aberraciones cromáticas aumenta con la anchura de banda del haz láser, un sistema láser. Se recuerda que la anchura de banda espectral de un haz es inversamente proporcional a la longitud de impulso. Por consiguiente, la anchura de banda para impulsos de femtosegundo es a menudo mayor que la de impulsos de picosegundos en un orden de magnitud o más, necesitando una compensación cromática mucho mejor en sistemas de láser de femtosegundo.

8. Los procedimientos quirúrgicos que utilizan sistemas quirúrgicos de láser de femtosegundo de elevada tasa de repetición requieren elevada precisión en posicionar cada impulso tanto en un sentido absoluto con respecto a ubicaciones objetivas en el tejido objetivo, como en un sentido relativo con respecto a los impulsos precedentes. Por ejemplo, el sistema láser puede ser requerido para volver a dirigir el haz solamente unos pocos micrones dentro del tiempo entre impulsos, que puede ser del orden de microsegundos. Debido a que el tiempo entre dos impulsos subsiguientes es corto y la exigencia de precisión para la colocación del impulso es elevada, la toma de objetivos manual como es utilizada en los sistemas quirúrgicos de cristalino de tasa de repetición baja existentes ya no es adecuada o factible.

9. El sistema de entrega láser está configurado para entregar los impulsos del láser de femtosegundo al volumen quirúrgico completo de cristalino del ojo, a través de un medio refractivo, con su integridad temporal, espectral y espacial preservadas.

10. Para asegurar que solamente el tejido en la región quirúrgica recibe un haz láser con densidades de energía bastante elevadas para provocar efectos quirúrgicos, tales como la ablación de tejido, el sistema de entrega láser tiene una

apertura numérica inusualmente elevada (NA). Esta NA elevada da como resultado pequeños tamaños de mancha y proporciona un control y precisión necesarios para el procedimiento quirúrgico. Rangos típicos para la apertura numérica pueden incluir valores de NA mayores de 0,3, que dan como resultado tamaños de mancha de 3 micrones o menos.

5 11. Dada la complejidad de la trayectoria óptica del láser para cirugía de cristalino, el sistema de entrega del láser consigue una elevada precisión y control incluyendo un sistema de formación de imágenes gestionado por ordenador de elevado rendimiento, mientras que los sistemas quirúrgicos de la córnea pueden conseguir un control satisfactorio sin tales sistemas de formación de imágenes, o con un nivel de formación de imágenes bajo. Notablemente, las funciones quirúrgica y de formación de imágenes del sistema, así como los haces de observación corrientes generalmente funcionan todos en diferentes bandas espectrales. Como ejemplo, los láseres quirúrgicos pueden operar a longitudes de onda en la banda de 1,0-1,1 micrones, los haces de observación en la banda visible de 0,4-0,7 micrones, y los haces de formación de imágenes en la banda de 0,8-0,9 micrones. Combinar las trayectorias de haz en componentes ópticos comunes, o compartidos, sitúa requerimientos cromáticos exigentes sobre las ópticas del sistema quirúrgico láser.

15 Los detalles anteriores de implementación ilustran a través de varios ejemplos que la cirugía de láser oftálmica (i) sobre la lente (ii) con impulsos de femtosegundo introducen exigencias que son cualitativamente diferentes de las de la cirugía corneal e incluso de la cirugía de cristalino, utilizando sólo impulsos de láser de nanosegundos o de picosegundos.

20 La fig. 1 ilustra un sistema 1 de entrega de láser. Antes de describirlo en detalle, mencionamos que algunas realizaciones combinan el sistema de entrega de láser de la fig. 1 con un sistema de formación de imágenes o un sistema de observación. En algunos procedimientos en la córnea, tales como en tratamientos LASIK, los seguidores de ojo establecen referencias posicionales del ojo por instrucciones visuales tales como una identificación del centro del iris mediante formación de imágenes y algoritmos de tratamiento de imágenes, típicamente sobre la superficie del ojo. Sin embargo, los seguidores de ojo existentes reconocen y analizan características en un espacio bidimensional, faltando información de profundidad, ya que los procedimientos quirúrgicos son realizados sobre la córnea, la capa más exterior del ojo. A menudo la córnea es incluso aplanada para hacer la superficie verdaderamente bidimensional.

25 La situación es muy diferente cuando se focaliza un haz láser en el cristalino, situado profundamente dentro del ojo. El cristalino puede cambiar su posición, forma, grosor y diámetro durante la acomodación, no solamente entre la medición anterior y la cirugía sino también durante la cirugía. Unir el ojo al instrumento quirúrgico por medios mecánicos puede cambiar también la forma del ojo de una manera mal definida. Tales dispositivos de unión pueden incluir la fijación del ojo con un anillo de succión, o aplanar el ojo con una lente plana curvada. Además, el movimiento del paciente durante la cirugía puede introducir cambios adicionales. Estos cambios pueden añadir como mucho unos pocos milímetros de desplazamiento de las instrucciones visuales dentro del ojo. Por ello, el referenciar y fijar mecánicamente la superficie del ojo tal como la superficie anterior de la córnea o limbo no son satisfactorios cuando se realiza cirugía con láser de precisión sobre el cristalino u otras partes internas del ojo.

30 Para abordar este problema, el sistema 1 de entrega de láser puede ser combinado con un sistema de formación de imágenes, como se ha descrito en la solicitud en tramitación con la presente con número de serie Solicitud de Patente de los EE.UU., 12/205.844 de R. M. Kurtz, F. Raksi y M. Karavitis, que está incorporada en este documento como referencia en su totalidad. El sistema de formación de imágenes está configurado para formar imágenes de partes de una región quirúrgica para establecer referencias posicionales tridimensionales basándose en las características internas del ojo. Estas imágenes pueden ser creadas antes de la cirugía y actualizadas en paralelo con el procedimiento quirúrgico para tener en cuenta variaciones y cambios individuales. Las imágenes pueden ser utilizadas para dirigir el haz láser de manera segura a la ubicación deseada con una elevada precisión y control.

35 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 separada, o una trayectoria óptica parcial o totalmente compartida 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 quirúrgico. El sistema de formación de imágenes puede usar también la misma fuente o una fuente diferente de luz que el láser del sistema 1 de entrega de láser. El sistema de formación de imágenes puede también tener sus propios subsistemas de escaneo de haz, o puede hacer uso de los subsistemas de escaneo del sistema 1 de entrega de láser. Varias arquitecturas diferentes de tales sistemas OCT son descritas en la solicitud en tramitación con la presente a la que se ha hecho referencia anteriormente.

45 El sistema 1 de entrega del láser puede ser también implementado en combinación con una óptica de observación visual. Las ópticas de observación pueden ayudar al operador del láser quirúrgico a observar los efectos del haz láser quirúrgico y a controlar el haz en respuesta a las observaciones.

50 Finalmente, en algunas implementaciones, que utilizan un haz láser quirúrgico infrarrojo y así invisible, puede emplearse un láser de seguimiento adicional que funciona a frecuencias visibles. El láser de seguimiento visible puede ser implementado para seguir la trayectoria del láser quirúrgico infrarrojo. El láser de seguimiento puede ser hecho funcionar a una energía bastante baja para no causar ninguna disrupción del tejido objetivo. Las ópticas de observación pueden estar configuradas para dirigir el láser de seguimiento, reflejado desde el tejido objetivo, al operador del sistema 1 de

entrega de láser.

En la fig. 1, los haces asociados con el sistema de formación de imágenes y las ópticas de observación visual pueden ser acoplados al sistema 1 de entrega del láser por ejemplo a través de un espejo 600 divisor de haz/dicroico. La presente solicitud no describirá de manera extensa las distintas combinaciones del sistema 1 de entrega de láser con los sistemas de formación de imágenes, de observación y de seguimiento. El gran número de tales combinaciones, extensamente descritas en la solicitud de patente de los EE.UU., incorporada 12/205.844, están todas dentro del marco global de la presente solicitud.

El sistema 1 de entrega de láser en la fig. 1 incluye un Motor 100 de láser, un pre-compensador 200, un escáner XY 300, un bloque 400 Primer Extensor de Haz, un bloque 500 Extensor de Haz Móvil, un espejo 600 divisor de haz/dicroico, un Objetivo 700 y una Interfaz de Paciente 800, en donde el bloque 400 Primer Extensor de Haz, y el bloque 500 Extensor de Haz Móvil serán denominados conjuntamente como el escáner Z 450.

En muchas implementaciones siguientes se ha utilizado el convenio de que la dirección Z es la dirección esencialmente a lo largo de la trayectoria óptica del haz láser, o a lo largo del eje óptico de un elemento óptico o de un objetivo quirúrgico. Las direcciones transversales a la dirección Z son denominadas como direcciones XY. El término transversal es utilizado en un sentido más amplio para incluir que en algunas implementaciones las direcciones transversal y Z pueden no ser estrictamente perpendiculares entre sí. En algunas implementaciones las direcciones transversales pueden ser mejor descritas en términos de coordenadas radiales. Así los términos direcciones transversal, XY, o radial indican direcciones análogas en las implementaciones descritas, todas aproximadamente (pero no necesariamente de modo preciso) perpendiculares a la dirección Z.

1. El motor 100 de láser

El motor 100 de láser puede incluir un láser para emitir impulsos de láser con parámetros de láser predeterminados. Estos parámetros de láser pueden incluir la duración de impulso en el rango de 1 femtosegundo a 100 picosegundos, o dentro del intervalo de 10 femtosegundos a 10 picosegundos, o en algunas realizaciones el rango de 100 femtosegundos a 1 picosegundo. Los impulsos de láser pueden tener una energía por impulso del orden de 0,1 micro Julios a 1000 micro Julios, en otras realizaciones del orden de 1 micro Julio a 100 micro Julios. Los impulsos pueden tener una frecuencia de repetición del orden de 10 kHz a 100 MHz, en otras realizaciones del orden de 100 kHz a 1 MHz. Otras realizaciones pueden tener parámetros de láser que caen dentro de una combinación de estos límites de rango, tales como un rango de duración de impulso de 1-1000 femtosegundos. Los parámetros de láser para un procedimiento particular pueden ser seleccionados con estos amplios márgenes por ejemplo durante un procedimiento previo a la operación, o basándose en un cálculo que está basado en ciertos datos del paciente, tales como su edad.

Ejemplos del motor 100 de láser pueden incluir láseres de Nd:vidrio y de Nd:Yag, y otros láseres de una amplia variedad. La longitud de onda operativa del motor de láser puede estar en el intervalo infrarrojo o en el intervalo visible. En algunas realizaciones la longitud de onda operativa puede estar en el intervalo de 700 nm - 2 micrones. En algunos casos la longitud de onda operativa puede estar en el intervalo de 1,0-1,1 micrones, por ejemplo, en láseres infrarrojos basados en Yb o Nd.

En algunas implementaciones los parámetros de láser de los impulsos de láser pueden ser ajustables y variables. Los parámetros de láser pueden ser ajustables con un corto tiempo de conmutación, permitiendo así que el operador del sistema 1 de entrega de láser cambie los parámetros de láser durante una cirugía compleja. Tal cambio de parámetros puede ser iniciado en respuesta a una lectura por un subsistema de detección o formación de imágenes del sistema 1 de entrega de láser.

Otros cambios de parámetros pueden ser realizados como parte de un procedimiento de múltiples pasos durante el cual el sistema de entrega de láser puede ser utilizado en primer lugar para un primer procedimiento quirúrgico, seguido por un segundo procedimiento quirúrgico, diferente. Ejemplos incluyen en primer lugar realizar uno o más pasos quirúrgicos en una región de una lente de un ojo, tal como un paso de capsulotomía, seguido por un segundo procedimiento quirúrgico en una región corneal del ojo. Estos procedimientos pueden ser realizados en distintas secuencias.

Los láser pulsatorios de elevada tasa de repetición que funcionan a una tasa de repetición de impulsos de decenas a centenares de millares de disparos por segundo o mayor con una energía relativamente baja por impulso pueden ser utilizados para aplicaciones quirúrgicas para conseguir ciertas ventajas. Tales láseres utilizan energía relativamente baja por impulso para localizar el efecto de tejido causado por la foto-disrupción inducida por láser. En algunas implementaciones, por ejemplo, la cantidad de tejido interrumpido puede estar limitada a unos pocos micrones o a unas pocas decenas de micrones. El efecto de tejido localizado puede mejorar la precisión de la cirugía y puede ser deseable en ciertos procedimientos quirúrgicos. En distintas implementaciones de tales cirugías, muchos centenares, millares o millones de impulsos pueden ser entregados a una secuencia de manchas que son contiguas, casi contiguas, o están separadas por distancias controladas. Estas implementaciones pueden conseguir ciertos efectos quirúrgicos deseados, tales como incisiones de tejido, separaciones o fragmentación.

Los parámetros de los impulsos y el patrón de escaneo pueden ser seleccionados por distintos métodos. Por ejemplo,

pueden estar basados en una medición previa a la operación de las propiedades ópticas o estructurales del cristalino. La energía láser y la separación de manchas pueden también ser seleccionadas basándose en una medición previa a la operación de propiedades ópticas o estructurales del cristalino o en un algoritmo dependiente de la edad.

2. Pre-compensador 200

5 La fig. 2 ilustra que el frente de onda del haz láser puede desviarse de un comportamiento ideal de varias maneras diferentes y por diferentes razones. Un gran grupo de estas desviaciones son llamadas aberraciones. Las aberraciones (y las otras distorsiones de frente de onda) desplazan puntos de imagen real de los puntos de imagen Gaussiana paraxial ideal. La fig. 2 ilustra frentes de onda de luz que salen a través de una pupila de salida ExP. El frente de onda esférico G sin distorsionar emana desde la pupila y converge a un punto P1 en el centro de curvatura del frente de onda
10 G. G es también denominada la esfera Gaussiana de referencia. Un frente de onda aberrado W se desvía de G y converge a un punto P2 diferente. La aberración ΔW del frente de onda aberrado W en el punto Q1 puede ser caracterizada por la longitud óptica del trayecto con relación a la esfera sin distorsionar G: $\Delta W = n_i \overline{Q1Q2}$, donde n_i es el índice de refracción del medio en el espacio de imagen y $\overline{Q1Q2}$ es la distancia de puntos Q1 y Q2.

En general, la aberración ΔW depende de las coordenadas tanto en la pupila de salida como en el plano focal. Por ello, esta aberración ΔW puede también ser pensada como de una función de correlación: representa que el conjunto de puntos cuya imagen converge a P2, retirado de P1 sobre el eje óptico por r' , están situados sobre una superficie W, que se desvía de la esfera de referencia G en una cantidad de ΔW a la distancia radial r en la pupila de Salida ExP. Para un sistema simétrico rotacionalmente, ΔW puede ser escrito en términos de una expansión en serie de doble potencia en r y r' como:

$$20 \quad \Delta W(r'; r, \Theta) = \sum_{l=0}^{\infty} \sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=0}^{\infty} 2^{l+m} a_{nm} r'^{2l+m} r^n \cos^m \Theta \quad (1)$$

Aquí r' es la coordenada radial del punto de imagen P2 en el plano focal y r es la coordenada radial del punto Q1 en la pupila. La dependencia angular está representada por Θ , el ángulo esférico. $n = 2p + m$ es un número entero positivo y $2^{l+m} a_{nm}$ son los coeficientes de expansión del frente de ondas aberrado W. Para referencia, véase por ejemplo: Optical Imaging and Aberrations, Part I, Ray Geometrical Optics by Virendra N. Mahajan, SPIE Optical Engineering Press. El orden i de un término de aberración viene dado por $i = 2l + m + n$.

Los términos hasta $i = 4$ están relacionados con las aberraciones primarias: esférica, coma, astigmatismo, campo de curvatura y distorsión. Las relaciones reales entre estas aberraciones primarias y los coeficientes de aberración $2^{l+m} a_{nm}$ están documentadas en la literatura. Para un sistema que forma la imagen de un objeto puntual, la dependencia explícita de los términos de aberración sobre el radio r' de la imagen puede ser suprimida introduciendo la variable sin dimensiones $p = r/a$, donde a es una magnitud lineal transversal de la pupila de salida, tal como su radio:

$$30 \quad \Delta W(p, \Theta) = \sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=0}^{\infty} a_{nm} p^n \cos^m \Theta \quad (2)$$

donde

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

Un beneficio de esta anotación es que los coeficientes de aberración a_{nm} tienen todos 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 está caracterizada por el coeficiente de aberración a_{40} .

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

40 En la misma vena de accesibilidad y capacidad de ensayo experimental, se ha observado que el comportamiento de un haz en un tejido biológico, tal como el ojo, puede no ser lo más fácil de medir. De manera útil, los estudios indican que los rayos en el ojo pueden comportarse de manera muy análoga a los rayos en agua salada con una concentración de sal fisiológicamente apropiada, donde pueden ser cuantitativamente medidos y descritos. Por ello, en toda la solicitud cuando es descrito el comportamiento del sistema de entrega de láser en el ojo, se comprende que esta descripción se refiere al comportamiento bien en el tejido ocular descrito, o bien en agua salada correspondiente.

Las figs. 3A-C ilustran una segunda medida de aberraciones. El sistema 1 de entrega de láser, que estaba configurado para focalizar un haz en un plano focal 210 a la profundidad A, puede provocar una aberración esférica si es hecho funcionar en vez de ello para focalizar el haz en un plano focal operativo 211 a la profundidad B. Tal situación puede ocurrir, por ejemplo, durante un procedimiento de escaneo tridimensional, cuando el punto focal del haz láser es movido desde el plano focal 210 al plano focal 211.

La fig. 3A ilustra el caso cuando el sistema 1 de entrega de láser enfoca los rayos a su plano focal óptimo 210. Los rayos pasan a través de una mancha en el plano focal óptimo 210 (una "mancha focal") de magnitud radial muy estrecha, o radio, $r_f(A)$. Esta magnitud radial $r_f(A)$ puede ser mayor que cero por una variedad de razones, tales como la difracción del haz de luz. El radio de la mancha focal puede ser definido en más de una forma. Una definición común de $r_f(A)$ es el radio mínimo de la mancha de luz en una pantalla cuando la posición de la pantalla es variada a lo largo de la dirección axial, o Z. Esta profundidad Z es a menudo denominada el "punto de menos confusión". Esta definición es refinada además en relación a la fig. 3C.

La fig. 3B ilustra el caso cuando el sistema 1 de entrega de láser escanea el foco en alguna distancia, tal como unos pocos milímetros, fuera del plano focal óptimo 210, a un plano focal operativo 211. Visiblemente, los rayos pasan a través de una mancha focal de un radio $r_f(B)$ mayor que $r_f(A)$, causando una aberración esférica. Se han desarrollado fórmulas matemáticas de distinta precisión que conectan los coeficientes de aberración a_{nm} y el radio r_f de la mancha focal. En algunos casos, el radio r_f de la mancha focal 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 r_f de mancha focal. La fig. 3C ilustra la energía contenida en una mancha de radio r , medida desde un centroide del haz. Una definición ampliamente aceptada del radio r_f de mancha focal es el radio, dentro del cual está contenida el 50% de la energía del haz. La curva etiquetada "A" muestra que en un haz de difracción limitada, cuando el haz es focalizado en su plano focal óptimo 210, como en la fig. 3A, el 50% de la energía del haz puede estar contenida, o encerrada en una mancha de radio $r = 0,8$ micrones, proporcionando una definición útil de $r_f(A)$.

Procedimientos quirúrgicos basados en la rotura óptica inducida por láser (LIOB) pueden tener mayor precisión y eficiencia y menores efectos indeseables si la energía del haz láser está depositada en un pozo o mancha focal definido rápidamente. El LIOB es un proceso muy poco lineal con un umbral de intensidad (plasma-); típicamente, el tejido expuesto a un haz con intensidad mayor que el umbral de plasma se transforma en plasma, mientras que el tejido expuesto a un haz con intensidad por debajo del umbral del plasma no sufre la transición al plasma. Por ello, una ampliación de la mancha focal por aberración reduce la fracción del haz que consigue intensidad en el plano focal más elevada que el umbral de plasma y aumenta la fracción del haz cuya intensidad permanece por debajo del umbral. Esta última fracción del haz no es absorbida eficazmente por el tejido objetivo y continúa propagándose a través del tejido del ojo, en la mayor parte de los casos a la retina, causando potencialmente una exposición de la retina indeseable.

Para procedimientos quirúrgicos destinados a corregir la córnea, el plano focal es escaneado típicamente, es desplazado, en la dirección Z (a lo largo del eje óptico) sólo en aproximadamente 0,6 mm desde su profundidad óptima o nominal, ya que el grosor de la córnea es esencialmente de 0,6 mm, en raros casos más gruesa pero aún no excede de 1 mm. La curva etiquetada "B" ilustra que cuando el plano focal de un haz es desplazado desde su plano focal óptimo 210 por 1 mm (una estimación superior para procedimientos en la córnea) al plano focal operativo 211, el 50% de la energía del haz es contenida dentro del radio de la mancha focal de $r_f(B) = 1,8$ micrones. Aunque este desplazamiento introduce una aberración, pero su medida está limitada. De manera correspondiente, algunos de los sistemas de láser corneal existentes no compensan esta aberración en su totalidad, mientras otros introducen solamente algún nivel limitado de compensación.

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

Correspondiendo a esta definición, cuanto menor es el valor de S, mayor es la aberración. Un haz sin aberración tiene $S = 1$ y convencionalmente, cuando $S > 0,8$, el sistema de formación de imágenes se dice que es de difracción limitada.

Una cuarta definición de las aberraciones es ω , una raíz cuadrada media, o RMS, de error de frente de onda que expresa la desviación ΔW del frente de ondas aberrado W del frente de ondas G sin distorsionar de la fig. 2, promediado sobre el frente de ondas completo en la pupila de Salida Exp. ω es expresada en unidades de la longitud de onda del haz, haciéndola una cantidad sin dimensiones.

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

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

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

La totalidad de las cuatro medidas anteriores de aberración son útiles para diagnosticar problemas y optimizar el diseño del sistema 1 de entrega de láser. Por consiguiente, por debajo de la terminología general "medida de aberración" puede hacerse referencia a cualquiera de estas medidas, o a sus equivalentes. Notablemente, la aberración creciente es capturada por un incremento de los coeficientes de aberración a_{mn} , radio r_f de mancha focal y RMS de error de frente de onda ω , pero por una disminución de la relación de Strehl S.

La relación entre estas medidas de aberración es demostrada mostrando el coeficiente a_{40} de aberración y la relación de Strehl S en un ejemplo específico. En el ejemplo, el sistema de 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 micrón y NA = 0,3 de abertura numérica, y está enfocado en la superficie del tejido en un ángulo de incidencia normal. Los números de este ejemplo pueden ser análogos a los efectos de añadir una placa plana paralela de grosor igual a la profundidad escaneada cerca del plano focal del sistema, y llevar a la práctica el cálculo para 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 de Strehl, por su construcción, es S = 1.

Las cirugías LASIK forman típicamente faldones de una profundidad de 0,1 mm. A estas profundidades, la relación de Strehl S es reducida a aproximadamente 0,996, sólo una pequeña disminución. Incluso a la profundidad de 0,6 mm, aproximadamente en la superficie posterior de la córnea, S es aproximadamente 0,85. Aunque esta es una disminución no despreciable de la intensidad de pico, pero aún puede ser compensada ajustando la intensidad del haz láser.

Por otro lado, a profundidad de 5 mm, que caracteriza la superficie anterior del cristalino en el ojo, la relación de Strehl puede disminuir a S = 0,054. A esta profundidad y relación de Strehl, la intensidad del haz es reducida considerablemente por debajo del umbral de plasma, y así el haz es incapaz de generar LIOB. Esta pérdida drástica de intensidad de pico no puede ser compensada aumentando la potencia del láser sin efectos indeseables tales como una seria sobreexposición de la retina o un tamaño de burbuja excesivamente incrementado.

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

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

Tabla 1

En procedimientos quirúrgicos orientados a realizar lisis del cristalino, capsulotomía, u otros procedimientos quirúrgicos sobre el cristalino, el plano focal es a menudo escaneando a través de toda la profundidad del cristalino, que puede ser tanto como 5 mm. Además, en sistemas integrados de córnea-cristalino, la profundidad de escaneo total puede extenderse desde la córnea a la superficie posterior del cristalino, aproximadamente 10 mm. La curva etiquetada "C" en la fig. 3C indica que en tales casos el radio de la mancha focal crece a $r_f(C) = 18$ micrones, cuyo valor es demasiado grande incluso para parecer sobre la misma mancha que $r_f(A)$ y $r_f(B)$. En algunas realizaciones, el plano focal óptimo puede ser elegido para que se encuentre a medio camino entre el intervalo de escaneo de profundidad y el haz láser puede ser escaneado en un rango de profundidad más/menos 5 mm. En este caso $r_f(C)$ puede ser reducido a 10 micrones.

Estos grandes valores de $r_f(C)$ se traducen en una gran cantidad de aberración en las otras tres medidas de aberración a_{40} , S y ω . Claramente, en contraste con los procedimientos de la córnea que escanean sólo unas pocas décimas de milímetro, estas grandes aberraciones de cirugía del cristalino plantean numerosos retos para que el diseño del sistema 1 de entrega de láser compense o gestione sus consecuencias indeseables.

Para abordar el problema de grandes medidas de aberración, asociadas con la cirugía del cristalino, algunas

realizaciones incluyen el Pre-compensador 200 para compensar previamente la aberración esférica y mejorar las medidas de aberración. Estas aberraciones pueden ser desarrolladas en el tejido objetivo, o a lo largo de una parte del trayecto óptico dentro del sistema 1 de entrega de láser, o a lo largo de todo el trayecto óptico.

5 La fig. 5 ilustra (no a escala) que, como las medidas de aberración $r_f(C)$, a_{40} , S y ω dependen de la profundidad z de la mancha focal y de su distancia radial r desde el eje óptico, entonces cuando se describe que una medida de aberración asume un valor, esto hará referencia a la medida de aberración que asume el valor descrito en algunos puntos de referencia seleccionados. Un conjunto de puntos de referencia relevantes puede ser descrito por sus coordenadas cilíndricas (z, r): $P1=(0,0)$, $P2=(2,6)$, $P3=(5,0)$, $P4=(8,0)$, $P5=(8,3)$, todas en milímetros. Como las estructuras principales del ojo exhiben una simetría cilíndrica aproximada, estos puntos de referencia P pueden estar situados en cualquier ángulo de azimut ϕ . Por ello, estos puntos P serán referenciados solamente por dos o tres de sus coordenadas cilíndricas, siendo suprimido el ángulo de azimut ϕ . $P1$ es un punto típico para un procedimiento corneal ubicado centralmente, $P2$ es típico para procedimientos de córnea periféricos, $P3$ está relacionado con la región anterior del cristalino, $P4$ está relacionado con la parte posterior del cristalino, y $P5$ es un punto de referencia periférico del cristalino. Pueden adoptarse también otros puntos de referencia para caracterizar las aberraciones de un sistema de entrega de láser. En algunos casos, una medida de la aberración puede referirse a la medida de aberración promediada sobre el frente de onda operativo, o área iluminada.

Las medidas de aberración pueden ser determinadas de varias formas diferentes. Un frente de onda del haz láser puede ser seguido en un proceso de diseño asistido por ordenador (CAD) a través de una sección seleccionada del trayecto óptico, tal como un modelo del tejido objetivo, o una sección del sistema 1 de entrega de láser. O, la aberración del haz láser puede ser medida en un sistema de entrega de láser real, o en una combinación de estos dos procedimientos.

Por consiguiente, en algunas implementaciones la compensación previa, introducida por el pre-compensador 200 puede ser seleccionada determinando, calculando o midiendo una medida de aberración a lo largo de una parte seleccionada del trayecto óptico, que puede incluir el propio tejido objetivo y determinando a continuación una magnitud de compensación previa que es necesaria para compensar una parte preseleccionada de la aberración determinada/calculada/medida.

El pre-compensador 200 puede corregir, o compensar previamente, la aberración esférica de manera eficiente, debido a que las aberraciones esféricas afectan de manera dominante a los rayos axiales. Otros tipos de aberraciones, tales como aberraciones transversales, astigmatismo y coma, afectan a rayos de ángulo distinto de cero así como a rayos de campo, incluyendo rayos que están desplazados del eje óptico. Aunque el haz láser, generado por el motor 100 de láser es un haz esencialmente axial, los distintos bloques en el trayecto óptico, más notablemente el escáner XY 300, transforman este haz axial en un haz de ángulo distinto de cero, que tiene rayos de campo.

Por ello, en diseños en los que un pre-compensador está colocado después del escáner XY 300, los rayos de campo del haz pueden desarrollar varias aberraciones diferentes. Esta emergencia de aberraciones diferentes plantea grandes retos 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. Así, compensar un tipo de aberración induce típicamente otros tipos de aberración indeseados.

Por ello, en arquitecturas en las que un compensador está colocado después del escáner XY, las aberraciones esféricas son compensadas típicamente sólo en un grado limitado y a expensas de introducir otros tipos de aberraciones indeseadas.

40 En contraste, realizaciones del presente sistema 1 de entrega de láser pueden tener el pre-compensador 200 antes que el escáner XY 300. Este diseño permite que el pre-compensador 200 compense previamente una aberración esférica sin introducir otros tipos de aberraciones indeseadas.

Algunas implementaciones pueden incluso explotar la interdependencia antes mencionada de las aberraciones sobre el eje y fuera del eje introduciendo una compensación previa en el eje por el pre-compensador 200 para compensar previamente una aberración fuera del eje, causada por un segmento subsiguiente del sistema de entrega del láser o del tejido objetivo.

Las figs. 6A-B ilustra esquemáticamente una operación idealizada del pre-compensador 200.

La fig. 6A ilustra un sistema 1 de entrega de láser sin un pre-compensador. En general, un segmento 301 del trayecto óptico puede introducir algún nivel de aberración esférica. Esto se muestra por un frente de ondas sin distorsionar que entra en el segmento 301 de trayecto óptico y un frente de ondas con aberración que deja el segmento 301 del trayecto óptico. Este segmento puede ser cualquier segmento del trayecto óptico, tal como una parte del tejido objetivo, o todo el tejido objetivo, o una parte del trayecto dentro del sistema 1 de entrega de láser.

La fig. 6B ilustra que el pre-compensador 200 puede introducir una distorsión de compensación (o complementaria) del frente de onda. Este frente de onda compensado previamente entra a continuación en el segmento 301 del trayecto óptico, haciéndole que emita un frente de onda con distorsión reducida, o incluso sin distorsión.

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

En contraste, realizaciones del sistema 1 de entrega de láser pueden tener el pre-compensador 200 dedicado dispuesto antes que el escáner XY 300. En algunas realizaciones, el pre-compensador 200 es la primera unidad óptica, o grupo de lentes, que recibe el haz láser desde el motor 100 de láser. Como debido a su ubicación el haz láser alcanza el pre-compensador 200 sin desarrollar rayos de ángulo distinto de cero o rayos de campo (que podrían ser causados por el escáner XY 300), estas realizaciones pueden conseguir un elevado nivel de compensación previa. La compensación previa es también eficiente debido a que es una función primaria del pre-compensador 200 y así los compromisos de diseño pueden ser mantenidos muy limitados, en oposición a los sistemas existentes, que compensan con lentes que aportan funciones adicionales.

Por estas razones, en tales implementaciones es posible corregir la aberración esférica en un elevado grado sin afectar o introducir otros tipos de aberraciones.

Es conocido en la teoría de aberraciones, que la aberración esférica de un sistema de lentes compuesto es aproximadamente la suma de aberraciones esféricas de los componentes individuales. Por ello, en algunas implementaciones del sistema 1 de entrega de láser, una cantidad indeseada de aberración esférica puede ser compensada previamente diseñando el pre-compensador 200 para introducir una cantidad igual de aberración, pero de signo opuesto.

Como ejemplo, cuando la profundidad de la mancha focal dentro del tejido ocular es movida 5 mm fuera de su plano focal óptimo, la aberración esférica a_{40} (de acuerdo con la Tabla 1) es -2,0 micrones. Por consiguiente, en algunas implementaciones el pre-compensador 200 puede introducir una medida de aberración de $a_{40} = +2,0$ micrones. En una primera aproximación esta compensación previa puede eliminar esencialmente la aberración esférica causada por el desplazamiento de 5 mm del punto focal y aumentar de manera correspondiente la relación de Strehl desde $S = 0,054$ de nuevo a $S = 1$. (Este simple ejemplo ha eliminado otras fuentes de aberraciones).

Algunas implementaciones siguientes serán caracterizadas comparando las medidas de aberración de sistemas 1 de entrega de láser "no compensados previamente", es decir sistemas de entrega de láser en los que el pre-compensador 200 ha sido retirado, a sistemas de entrega de láser "compensados previamente", es decir sistemas en los que el pre-compensador 200 no ha sido retirado.

En algunas implementaciones, instalar el pre-compensador 200 puede aumentar la relación de Strehl desde un valor $S < S(\text{compensada previamente})$ del sistema 1 de entrega de láser no compensado previamente a un valor $S > S(\text{compensada previamente})$ para el sistema 1 de entrega de láser compensado previamente. En algunas implementaciones $S(\text{compensado previamente})$ puede ser 0,6, 0,7, 0,8, o 0,9, por ejemplo.

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

También, la relación de Strehl puede referirse al sistema 1 de entrega de láser completo, que recibe el haz de láser desde el motor 100 de láser, terminando con el Objetivo 700 y formando la mancha 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 1 de entrega de láser.

En algunas implementaciones, la adición del pre-compensador 200 al sistema 1 de entrega de láser compensado previamente puede aumentar una relación de Strehl desde un valor no compensado previamente por debajo $S = S(\text{compensada previamente})$ a un valor compensado previamente por encima $S = S(\text{compensada previamente})$ para impulsos que tienen un ancho de banda asociado de al menos un orden de magnitud mayor que el ancho de banda limitado por transformación de impulsos de láser con una duración de un picosegundo o mayor. Como anteriormente, $S(\text{compensada previamente})$ puede ser 0,6, 0,7, 0,8, o 0,9, por ejemplo.

En algunas implementaciones la adición del pre-compensador 200 al sistema 1 de entrega de láser puede aumentar la relación de Strehl desde un valor no compensado previamente por debajo $S = S(\text{compensada previamente})$ a un valor compensado previamente por encima $S = S(\text{compensada previamente})$ sobre un rango de longitudes de onda de 0,4 micrones a 1,1 micrones. Como anteriormente $S(\text{compensada previamente})$ puede ser 0,6, 0,7, 0,8, o 0,9, por ejemplo.

En algunas implementaciones la adición del pre-compensador 200 puede aumentar una abertura numérica del sistema desde un valor no compensado previamente por debajo $NA = NA(\text{compensada previamente})$, correspondiente al sistema 1 de entrega de láser sin el pre-compensador 200, a un valor compensado previamente por encima $NA = NA(\text{compensada previamente})$ con el pre-compensador 200. En algunas implementaciones, el valor de $NA(\text{compensada previamente})$

puede ser 0,2, 0,25, 0,3 o 0,35, por ejemplo.

5 En algunas implementaciones añadir el pre-compensador 200 a un sistema 1 de entrega de láser sin uno puede disminuir el radio r_f de mancha focal en un tejido objetivo desde un valor no compensado previamente por encima $r_f(\text{compensado previamente})$ a un valor compensado previamente por debajo $r_f(\text{compensado previamente})$, correspondiente al sistema 1 de entrega de láser con el pre-compensador 200. En algunas implementaciones $r_f(\text{compensado previamente})$ puede ser 2, 3 o 4 micrones.

10 En algunas implementaciones, instalar el pre-compensador 200 puede aumentar el RMS del error de frente de onda desde un valor $\omega > \omega(\text{compensado previamente})$ del sistema 1 de entrega de láser no compensado previamente a un valor $\omega < \omega(\text{compensado previamente})$ para el sistema 1 de entrega de la ser compensado previamente. En algunas implementaciones $\omega(\text{compensado previamente})$ puede ser 0,06, 0,07, 0,08 o 0,09, todo en unidades de la longitud de onda del haz láser, por ejemplo.

15 En algunas implementaciones, instalar el pre-compensador 200 puede aumentar el coeficiente de aberración esférica desde un valor $a_{40} > a_{40}(\text{compensado previamente})$ del sistema 1 de entrega de láser no compensado previamente a un valor $a_{40} < a_{40}(\text{compensado previamente})$ para el sistema 1 de entrega de láser compensado previamente. En algunas realizaciones $a_{40}(\text{compensado previamente})$ puede ser 2, 3 o 4 micrones, por ejemplo.

20 En algunas implementaciones, instalar el pre-compensador 200 en un sistema 1 de entrega de láser no compensado previamente puede reducir al menos una de las siguientes medidas de aberración: la RMS del error ω de frente de onda, la medida a_{40} de aberración esférica y el radio r_f de mancha focal desde un valor no compensado previamente por al menos un porcentaje de compensación previa $P(\text{compensado previamente})$ o aumentar una relación de Strehl S en al menos el porcentaje de compensación previa $P(\text{compensado previamente})$. En algunas implementaciones $P(\text{compensado previamente})$ puede ser 10%, o 20%, o 30%, o 40%, por ejemplo.

Como se ha descrito anteriormente, cualquiera de estas medidas de aberración puede pertenecer a cualquiera de los puntos de referencia P_1, \dots, P_5 , o a algunos otros puntos de referencia predeterminados, o a un promedio de valores en puntos de referencia, o puede ser un promedio sobre el frente de onda.

25 En algunas realizaciones, el pre-compensador 200 puede compensar aberraciones no esféricas, tales como aberraciones de primer orden, o de orden más elevado también. En algunos casos, puede realizar la compensación previa de rayos fuera del eje también.

30 En algunas implementaciones, el pre-compensador 200 compensa previamente otros tipos de aberraciones, al tiempo que no aumenta la RMS del error de frente de onda en más de 0,075, o manteniendo la relación de Strehl por encima de $S(\text{compensada previamente})$, que tiene un valor por ejemplo de 0,8.

En algunas implementaciones el pre-compensador 200 puede aumentar el radio r_b del haz que sale del pre-compensador 200 a un valor por encima $r_b = r_b(\text{compensado previamente})$, donde $r_b(\text{compensado previamente})$ puede ser por ejemplo de 5 mm o de 8 mm.

35 Algunas de estas funcionalidades pueden ser alcanzadas incluyendo una o más lentes móviles en el pre-compensador 200. Los accionadores de posición pueden mover la lente o lentes móviles, cambiando la distancia entre algunas de las lentes del pre-compensador 200.

En implementaciones con una lente móvil, la lente móvil del pre-compensador 200 puede mover el plano focal o mancha del sistema 1 de entrega de láser a lo largo del eje óptico en 0,3-4,0 mm. En algunas otras implementaciones, en 0,5-2,0 mm.

40 En algunas implementaciones, cuando al menos una de las relaciones de Strehl $S(\text{baja})$ en los cinco puntos de referencia P_1, \dots, P_5 antes descritos es inferior $S = S(\text{móvil})$ cuando la lente móvil está en una posición intermedia, la lente móvil puede ser movida para aumentar la relación de Strehl $S(\text{baja})$ a un valor superior $S = S(\text{móvil})$. $S(\text{móvil})$ puede ser 0,6, 0,7, 0,8 o 0,9.

45 En algunas implementaciones la lente móvil puede ser movida 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.

50 Como el pre-compensador 200 está situado antes que el escáner XY 300 u otros extensores de haz, el radio del haz es aún pequeño. Por ello, la lente móvil puede ser pequeña. Y como la lente móvil es pequeña, los accionadores de posición pueden moverla muy rápidamente, permitiendo un cambio muy rápido de la profundidad focal. Esta característica acelera el escaneo de profundidad, o escaneo en Z en estas realizaciones y puede hacer la velocidad de escaneo en Z comparable a la velocidad de escaneo en XY típicamente más rápida.

En algunos sistemas existentes típicos, las aberraciones son compensadas de manera dominante por medios ópticos, tales como lentes. El pre-compensador 200 de lente móvil actualmente descrito puede utilizar la lente o lentes móviles rápidas para llevar a cabo bien esta función. En particular, cuando el haz láser es escaneado con el escáner XY 300, la

lente o lentes móviles pueden ser movidas con una velocidad suficientemente elevada de modo que las aberraciones asociadas con el escaneo en XY resulten compensadas a un nivel deseado.

5 La fig. 7A ilustra que este aspecto puede ser útil cuando se realiza un corte quirúrgico transversal 206 siguiendo esencialmente la superficie de contacto de una interfaz 208 de paciente plana o curvada. La velocidad de la pequeña lente móvil hace posible que el escaneo en Z sea realizado a la velocidad requerida por el escaneo en XY, formando el corte curvado deseado.

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

10 La fig. 7B ilustra otro aspecto útil de una velocidad elevada de escaneo en Z. El plano focal de la mayor parte de los sistemas ópticos está ligeramente curvado. Si se desea crear un corte transversal esencialmente recto, que por ello no siga la curvatura del plano focal, la profundidad focal necesita ser reajustada de manera continua, de manera sincronizada con el escaneo en XY transversal rápido para compensar la curvatura del plano focal. Por ejemplo, para cortes radiales o cortes planos con un patrón de escaneo de diseño horizontal, el cambio de la coordenada radial o coordenada XY, puede ser muy rápido. En estos procedimientos una velocidad de escaneo en Z rápida puede ayudar a formar el corte recto deseado.

Finalmente, la velocidad de escaneo en Z puede ser también útil para realizar algunos procedimientos quirúrgicos rápidos, tales como procedimientos de córnea.

20 En algunas implementaciones, el pre-compensador 200 de lente móvil puede cambiar la profundidad de la mancha focal del sistema de entrega de láser con una velocidad axial al menos de un 5% de la velocidad de escaneo transversal máxima de la mancha focal. En algunas implementaciones con una velocidad axial de al menos el 10% de la velocidad de escaneo transversal máxima de la mancha focal. En otras realizaciones con una velocidad axial de al menos el 20% de la velocidad de escaneo transversal máxima de la mancha focal.

En algunas implementaciones, el pre-compensador 200 de lente móvil puede cambiar la coordenada Z del punto focal en 0.5-1 milímetros en un tiempo de escaneo en Z.

25 En algunas implementaciones este tiempo de escaneo en Z puede ser del orden de 10-100 nanosegundos, 100 nanosegundos - 1 milisegundo, 1 milisegundo - 10 milisegundos y 10 milisegundos - 100 milisegundos.

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

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

35 En algunas implementaciones, el pre-compensador 200 de lente móvil es capaz de cambiar una abertura numérica NA del sistema 1 de entrega de láser, una profundidad Z de la mancha focal, cualquiera de las medidas de aberración y un diámetro de haz de manera esencialmente independiente moviendo la lente móvil. En otras palabras, mover la lente móvil es capaz de variar cualquiera de estas cuatro características del sistema 1 de entrega de láser sin cambiar las otras dos características. Estas realizaciones ofrecen un control considerable para el operador de la realización.

40 Algunas de las funciones del pre-compensador 200 son a veces denominadas como un acondicionamiento de haz o expansión de haz. De manera correspondiente, en algunos bloques de sistemas existentes con funciones análogas son denominados como un acondicionador de haz o extensores de haz.

En algunas realizaciones el pre-compensador 200 incluye sólo una lente para conseguir las anteriores funcionalidades.

En algunas realizaciones el pre-compensador 200 incluye de dos a cinco lentes para conseguir las anteriores funcionalidades.

45 La fig. 8A ilustra una realización del pre-compensador 200 de tres lentes, incluyendo la lente 221, la lente 222 y la lente 223.

La fig. 8B ilustra una realización de tres lentes del pre-compensador 200' de lente móvil, incluyendo la lente 221', la lente 222' y la lente 223'.

La fig. 8C ilustra una realización de cuatro lentes de pre-compensador 200", incluyendo lentes 231-234.

50 La fig. 8D ilustra una realización de cuatro lentes del pre-compensador 200''' de lente móvil, incluyendo la lente 231', la lente 232', la lente 233' y la lente 234'.

ES 2 623 922 T3

Las Tablas 2-4 ilustran distintas implementaciones de tres lentes de los pre-compensadores 200 y 200' de las figs. 8A-B. Realizaciones del pre-compensador 200 pueden ser implementadas utilizando lentes delgadas. Por ello, pueden ser descritas en términos de potencias refractivas de las lentes individuales y sus distancias desde la lente contigua.

5 La Tabla 2 ilustra una realización de tres lentes fijas de pre-compensador 200, también mostrado en la fig. 8A. En la Tabla 2 la columna 1 muestra el número de lente, la columna 2 la potencia refractiva medida en dioptrías D_i ($i=1, 2, 3$), y la columna 3 la distancia d_i ($i = 1,2$) entre lentes i e $i+1$.

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

Tabla 2 para fig. 8A

10 La Tabla 3 ilustra una posible implementación del pre-compensador 200' con dos lentes móviles 222' y 223' como en la fig. 8B, que muestra separaciones de lente d_{iA} y d_{iB} en dos configuraciones A y B en columnas 3 y 4. Las separaciones de lente d_i pueden variar continuamente entre d_{iA} y d_{iB} .

Número de lente	Potencia refractiva [1/m]	Distancia a la siguiente lente [mm], Configuración A	Distancia a la siguiente lente [mm], Configuración B
221'	$D1=(-3, -5)$	$d1A=(60, 100)$	$d1B=(1,0, 9,0)$
222'	$D2=(3, 5)$	$d2A=(3, 9)$	$d2B=(20, 40)$
223'	$D3=(-3,5, -6)$		

Tabla 3 para fig. 8B

15 La Tabla 4 ilustra que en distintas 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 tamaños de haz diferentes y espacio disponible. Algunos de los parámetros de estas implementaciones pueden estar conectados a las realizaciones de las Tablas 2-3 mediante escalado: las potencias refractivas con un factor de escalado de a , y las distancias con un factor de escalado correspondiente $1/a$. Además, las potencias refractivas pueden ser modificadas adicionalmente por factores de tolerancia t_1 y t_3 para permitir diferencias en tolerancias e implementaciones de diseño. Estas relaciones están resumidas en la Tabla 4:

Número de lente	Potencia refractiva [1/m]	Distancia a la siguiente lente [mm]
221	$D1*a*t1$	$d1/a$
222	$D2*a*t2$	$d2/2$
223	$D3*a*t3$	

20 Tabla 4 para figs. 8A-B

En algunas implementaciones el factor de escalado a puede ser del orden de 0,3 a 3, y los factores de tolerancia t_1 , t_2 y t_3 pueden ser del orden de 0,8 a 1,2.

Análogamente, la Tabla 5 ilustra distintas implementaciones de cuatro lentes del pre-compensador 200", en donde las lentes 231, 232, 233 y 234 son fijas, como se ha mostrado en la fig. 8C.

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

Tabla 5 para fig. 8C

La Tabla 6 ilustra una implementación de cuatro lentes del pre-compensador 200''' de la fig. 8D, con una lente móvil 232'.

Número de lente	Potencia refractiva [1/m]	Distancia a la siguiente lente [mm], Configuración A	Distancia a la siguiente lente [mm], Configuración B
231	D1=(-15, -20)	D1A=(100, 130)	d1B=(120, 140)
232	D2=(-5, -8)	D2A=(32, 41)	d2B=(20, 30)
233	D3=(-25, -35)	D3A=(33, 45)	d3B=(31, 42)
234	D4=(7, 10)		

Tabla 6 para fig. 8D

5 Como en las implementaciones de tres lentes, los parámetros de los pre-compensadores 200'' y 200''' de cuatro lentes pueden asumir valores en amplios rangos. Parámetros de algunas de estas implementaciones de nuevo pueden ser relacionados entre sí mediante factores de escalado a, 1/a, t1, t2, t3 y t4, respectivamente en analogía con la Tabla 4. El factor de escalado a puede ser del orden de 0,2 a 5 y los factores de tolerancia t1,...t4 puede ser del orden de 0,7 a 1,3.

10 En otras realizaciones, se emplean otras combinaciones y rangos. Dentro de estos rangos son posibles muchas realizaciones del sistema 1 de entrega de láser, ya que el sistema puede ser optimizado para muchas funcionalidades diferentes dando como resultado posibilidades de elección diferentes. Los compromisos de diseño y las restricciones de optimización pueden conducir a un gran número de implementaciones, cada una con sus propias ventajas. El gran número de posibilidades está ilustrado por los rangos de parámetros en las anteriores Tablas 2-6.

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

20 En algunas implementaciones el pre-compensador 200 tiene dos elementos móviles de manera independiente. Tales implementaciones permiten al operador controlar de manera independiente dos características del haz láser, tales como por ejemplo el diámetro del haz y la abertura numérica NA, al tiempo que mantiene las aberraciones fijas.

25 La fig. 9 ilustra un ejemplo de otro sistema 1' de entrega de láser, donde una función de escaneo en Z de distintos bloques ópticos es resaltada. 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 procedente del motor 100 de láser y escanea un punto focal del sistema 1' de entrega de láser sobre un primer intervalo Z a lo largo de un eje óptico del sistema 1' de entrega de láser. El haz, emitido por el primer escáner Z 250 es recibido por el escáner XY 300, que escanea el haz láser en una dirección esencialmente transversal al eje óptico del sistema láser. El haz láser escaneado en XY emitido es a continuación recibido por un segundo escáner Z 450, que escanea el punto focal del sistema láser sobre un segundo intervalo Z a lo largo del eje óptico del sistema láser.

30 En algunas realizaciones, el primer escáner Z 250 está configurado de modo que el primer intervalo Z es adecuado para un procedimiento quirúrgico corneal, y el segundo escáner Z 450 está configurado de modo que el segundo intervalo Z es adecuado para un procedimiento quirúrgico del segmento anterior.

En algunas realizaciones, 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.

35 En algunas realizaciones 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.

En algunas realizaciones el primer escáner Z 250 está configurado para escanear el punto focal sobre el primer intervalo Z de 0,05 mm-1 mm en un primer tiempo de escaneo en Z. El primer tiempo de escaneo en Z puede ser uno de los rangos de 10 -100 nanosegundos, 100 nanosegundos - 1 milisegundo, 1 milisegundo -10 milisegundos, y 10 milisegundos -100 milisegundos.

40 En algunas realizaciones el segundo escáner Z 450 está configurado para escanear el punto focal sobre el segundo intervalo Z de 1 mm - 5 mm en un segundo tiempo de escaneo en Z. El segundo tiempo de escaneo en Z puede ser uno de los rangos de 10-100 milisegundos, y 100 milisegundos - 1 segundo.

En algunas realizaciones el primer escáner Z 250 está configurado para cambiar la abertura numérica del láser en más del 10%.

En algunas realizaciones el segundo escáner Z 450 está configurado para cambiar la abertura numérica del láser en más del 10%.

En algunas realizaciones el primer escáner Z 250 está configurado para cambiar la abertura numérica del láser en más del 25%.

- 5 En algunas realizaciones el segundo escáner Z 450 está configurado para cambiar la abertura numérica del láser en más del 25%.

La fig. 10 muestra una tabla resumen de las muchas variaciones de los elementos descritos anteriormente. Como se ha mostrado, 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.

- 10

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

- 15 Aquí, los escáneres Z y controladores NA se refieren muy generalmente a una sola lente o a un grupo de lentes, que pueden modificar la profundidad Z y la abertura numérica NA, respectivamente. En algunos casos estos modificadores pueden ser activados, o controlados por un único accionador eléctrico, que hace que las lentes del modificador se muevan de manera sincronizada para modificar la NA o la profundidad Z del haz.

- 20 Tanto los escáneres Z como los controladores NA pueden ser alojados en el primer escáner Z 250 y en 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 de NA que están alojados en el mismo bloque 250 o 450 de escáner Z, pueden compartir una o más lentes, lentes móviles, o accionadores eléctricos.

Como se ha mostrado en la fig. 10, 0 escáneres Z y uno o dos controladores de NA funcionan a profundidad Z fija, pero puede controlar NA durante el escaneo en XY.

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

- 25 1 escáner Z y 1 o 2 controladores de NA pueden realizar, además del escaneo en Z, un control de la NA.

2 escáneres Z pueden realizar el escaneo en Z a dos velocidades y también controlar la NA, cuando son combinados con 1 o 2 controladores de NA.

Elementos ópticos sin lentes son también utilizados en algunas implementaciones, tales como aberturas variables y pupilas.

- 30 Además, la mayor parte de las 16 combinaciones ilustradas pueden ser configuradas de otro modo para compensar previamente una aberración seleccionada, tal como la aberración esférica.

La fig. 10 ilustra que las distintas características del sistema, tales como la profundidad Z del haz, su abertura numérica NA y su aberración, representada por su medida de aberración tal como la relación de Strehl S, pueden ser controladas o ajustadas de manera independiente una de otra. Tales realizaciones ofrecen un gran control y precisión al operador del sistema 1 de entrega de láser.

- 35

En realizaciones análogas, tal doble acondicionamiento del haz puede ser realizado para otros emparejamientos de características de haz. Por ejemplo, tablas similares con $4 \times 4 = 16$ emparejamientos pueden ser creadas con relación a un controlador de aberración y a un controlador del diámetro del haz. Aquí, 0, 1, o 2 controladores de aberración pueden ser emparejados en todas las combinaciones posibles con 0, 1 o 2 controladores de diámetro del haz.

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

3. Escáner XY 300

- 45 El escáner XY 300 puede recibir el haz compensado previamente desde el pre-compensador 200, bien directa o bien indirectamente, habiendo pasado a través de algunos elementos ópticos intermedios. Una función del escáner XY 300 puede ser escanear el haz recibido desde el pre-compensador 200 en una dirección esencialmente transversal a un eje óptico del sistema 1 de entrega de láser. En distintas realizaciones, la dirección "transversal" no es necesariamente perpendicular al eje óptico, y puede incluir cualquier dirección que forme un ángulo sustancial con el eje óptico.

- 50 En algunas realizaciones el escáner XY 300 emite un haz láser de escaneo, que, habiéndose propagado a través del sistema 1 de entrega del láser y habiendo alcanzado la región quirúrgica, escanea en una dirección transversal desde

ceros a un máximo de un rango de escaneo en XY de 5-14 mm. En algunas implementaciones el máximo del rango de escaneo en XY está entre 8 y 12 mm.

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 escáner Y pueden incluir un espejo: un único espejo 310 de escaneo X y un único espejo 320 de escaneo Y. En tales diseños el haz desviado por el espejo 310 de escaneo X incide sobre 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 es reflejado como el haz 332a, mientras que cuando el espejo de escaneo X es hecho girar a la posición 310b, el haz incidente es reflejado como el haz 332b.

Estos dos haces 332a y 332b inciden sobre el espejo 320 de escaneo Y en diferentes posiciones y por ello 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 es hecho girar desde la posición 320a a la 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 pivotamiento. Una definición de un punto de pivotamiento de un elemento óptico de escaneo puede ser como el punto a través del cual pasan esencialmente todos los rayos, que han salido desde el elemento de escaneo óptico. Esta noción es la análoga del punto focal de elementos refractivos no móviles, cuando es aplicada para elementos ópticos móviles, tales como escáneres.

Utilizando esta terminología, el problema anterior puede ser trazado de nuevo en la fig. 11A al punto de pivotamiento 315X del escáner X que está fijado sobre el propio espejo 310 de escaneo X. El haz escaneado emitido aparecerá para los subsiguientes elementos ópticos como que ha emanado desde un único punto de pivotamiento 315 X en el espejo 310 de escaneo X, y así se propaga a un amplio rango de ángulos. Esta divergencia de los dos diseños de espejo puede conducir a varios tipos diferentes de aberraciones indeseables.

La fig. 11B ilustra un escáner XY 300' de tres espejos existente, donde el escáner X 310 incluye dos espejos 311 y 312 para abordar este problema. Por claridad, los espejos están mostrados 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 ha mostrado 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 ser hecho girar de una manera coordinada desde 312a a 312b. Estas rotaciones de escaneo coordinadas hacen posible que los haces desviados 332a y 332b en los dos estados rotacionales pasen a través de un punto de pivotamiento 315 X, que está levantado de los espejos de escaneo X.

Como el punto de pivotamiento 315 X del escáner X ha sido levantado del 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 pivotamiento 315 X esencialmente sobre el espejo 320 de escaneo Y. En tales diseños el problema del escáner X 310 en la fig. 11A es resuelto esencialmente y las aberraciones correspondientes son muy reducidas.

Sin embargo, incluso este diseño tiene un problema análogo al de la fig. 11A, solamente en el contexto del espejo 320 de escaneo Y. En el diseño de la fig. 11B, el punto de pivotamiento 315 Y del escáner Y está aún fijo al espejo de escaneo Y.

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

Para el escáner XY 310 el punto de pivotamiento puede ser considerado como la pupila de salida. En algunas realizaciones esta pupila de salida coincide con la pupila de entrada del siguiente grupo de lentes, tal como el escáner Z 450. Sin embargo, la pupila de entrada de ese grupo de lentes puede estar dentro de los límites físicos del grupo de lentes, donde un bloque de escáner no puede ser colocado. En ese caso es deseable un bloque de escáner para el que el punto de pivotamiento está fuera de los límites físicos del bloque de escáner, en una ubicación que puede ser elegida de manera arbitraria.

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 321, 322 de escaneo Y.

El escáner XY 300" elimina el punto de pivotamiento 315 Y del escáner Y del espejo de escaneo Y. Por consiguiente, el escáner XY 300" puede controlar el escáner Y, o emitir, el punto de pivotamiento 315 Y a una ubicación predeterminada. Un ejemplo es mover el punto de pivotamiento 315 Y de escaneo Y - salida sobre la pupila de entrada 340 de un grupo de lentes subsiguientes. En algunas implementaciones el punto de pivotamiento 315 X de X puede también ser movido a la misma ubicación.

Otros aspectos de este diseño incluyen que el escáner XY 300" puede controlar esencialmente de manera independiente (i) un ángulo α entre el haz escaneado emitido y un eje óptico del sistema 1 de entrega de láser, y (ii) una ubicación donde el haz de escaneo impacta en la pupila de entrada del elemento óptico subsiguiente, caracterizado por la 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 astigmatismo y coma en las regiones periféricas, incluyendo las regiones periféricas de la región quirúrgica.

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

En algunas implementaciones el escáner XY 300" está configurado para escanear el haz láser sobre un rango de escaneo en XY cuyo máximo es mayor que 5 mm y menor que 15 mm en el plano focal del sistema láser.

En algunas implementaciones el punto de pivotamiento X generado por el primer y segundo espejos de orientación rápida XY y el punto de pivotamiento Y generado por el primer y segundo espejos de orientación rápida XY coinciden.

4. Escáner Z 450

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

Aquí, se ha recordado que las asignaciones "X, Y, Z" están hechas a lo largo de todas las implementaciones en un amplio sentido. Z indica típicamente un eje óptico, que puede estar próximo a 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 1 de entrega de láser. Cualquier eje de compromiso entre estos dos puede también ser denominado como la dirección Z. También las direcciones X, Y no son necesariamente perpendiculares al eje Z. Pueden referirse a cualquier dirección que forme un ángulo sustancial con la dirección Z. También, en algunas implementaciones, un sistema de coordenadas radiales puede ser más adecuado para describir el escaneo del sistema 1 de entrega de láser. En esas implementaciones, el escaneo en XY se refiere a cualquier escaneo paralelo al eje Z convertido en parámetros mediante coordenadas radiales adecuadas.

La fig. 1 ilustra que algunas implementaciones del sistema 1 de entrega de láser consiguen estos grandes rangos de escaneo en Z que significan un reto incluyendo el bloque 400 Primer Extensor de Haz y el bloque 500 Extensor de Haz Móvil en el escáner Z 450. En distintas implementaciones, el bloque 400 Primer Extensor de Haz puede ser un bloque móvil o un bloque fijo. La distancia entre el bloque 400 Primer Extensor de Haz y el bloque 500 Extensor de Haz Móvil puede ser ajustada, por ejemplo, mediante un accionador de posición.

Como ya se había ilustrado en las figs. 2A-B, cuando el punto focal se mueve alejándose de su posición óptima en el tejido objetivo, las aberraciones aumentan. Estas aberraciones son típicamente denominadas "aberraciones geométricas", ya que pueden ser entendidas a partir del trazado de rayos geométricos, y se originan a partir de la magnitud finita de las lentes. Estas aberraciones geométricas pueden ser limitadas reduciendo una abertura numérica del escáner Z 450. Como tal, las aberraciones geométricas dependen tanto de la profundidad focal Z como de la abertura numérica NA.

Además, con una abertura numérica NA decreciente, una segunda fuente de aberraciones surge a partir de la naturaleza ondulatoria de la luz. Estas aberraciones dan lugar a la denominada "aberración de difracción". Este segundo tipo de aberración aumenta el radio de la mancha focal con una abertura numérica decreciente.

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

Aquí la definición usual conecta la abertura numérica NA y el tamaño de abertura: $NA = n * \text{Sen Arctan}(\text{tamaño de abertura}/(2 * \text{longitud focal}))$, donde n es el índice de refracción del material en el que se forma la imagen.

Estas curvas son para profundidades focales Z específicas, una profundidad focal Z de 1 mm en la fig. 12A y una profundidad focal Z de 8 mm en la fig. 12B. Como la aberración geométrica es diferente a diferentes profundidades focales Z, el mínimo de la curva de aberración total y así el tamaño de abertura óptimo y la abertura numérica óptima

- 5 NA_{opt} del sistema completo dependen de la profundidad focal Z: $NA_{opt} = NA_{opt}(z)$. En particular, el tamaño de apertura óptima NA_{opt} disminuye para una profundidad focal Z creciente, desde 32 mm a 25 mm en este caso específico cuando la profundidad focal Z aumenta desde 1 mm a 8 mm. Por ello, los sistemas de entrega de láser que están destinados a ser utilizados tanto para cirugías corneal como de cristalino, necesitan cubrir un rango de aberturas más amplio y rangos de NA correspondientes. Este requerimiento plantea considerables retos de diseño.
- Como describe a continuación adicionalmente, las figs. 12 A-B también ilustran que la aberración exhibe un plano amplio óptimo para profundidades focales Z coloniales típicas de 1 mm, mientras que exhibe un mínimo más estrecho, más afilado para profundidades focales Z típicas para cirugías de cristalino.
- 10 La aberración puede también estar caracterizada por las otras tres medidas de aberración S, ω o a_{40} también, exhibiendo todas las curvas de rendimiento un óptimo. Cualquiera de las cuatro medidas de aberración anteriores puede corresponder a cualquiera de los puntos de referencia P(1),...P(5) descritos anteriormente, o puede ser un promedio tomado sobre algunos o todos estos puntos de referencia, o puede corresponder a otros puntos de referencia.
- 15 En algunas implementaciones, en un amplio margen de profundidades focales Z, el tamaño de apertura y la NA correspondiente pueden ser ajustados a la apertura numérica óptima $NA_{opt}(z)$ esencialmente, 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 pueden ser medidas por una de las cuatro medidas de aberración r_f , S, ω , o a_{40} en cualquiera de los cinco puntos de referencia anteriores P1,... P5. La aberración óptima corresponde a un mínimo de medidas de aberración r_f , ω , o a_{40} , o un máximo de la relación de Strehl S.
- 20 En algunas otras implementaciones, donde la aberración óptima puede no ser alcanzada, o consideraciones de diseño dictan que debería ser utilizada una aberración alejada del valor óptimo, el bloque 500 Extensor de Haz Móvil puede aún disminuir los valores de las medidas de aberración r_f , ω o a_{40} en al menos un porcentaje P(Extensor Móvil), o aumentar de manera correspondiente el valor de la relación de Strehl S en al menos un porcentaje P(Extensor Móvil), comparado con las medidas de aberración del sistema láser esencialmente idéntico en donde el segundo bloque del escáner Z 450 no es móvil y así la apertura numérica no es ajustable. En algunas implementaciones P(Extensor Móvil) puede ser 20%, 30%, 40%, 50%. Aquí, como antes, las medidas de aberración r_f , S, ω o a_{40} pueden ser medidas en cualquiera de los cinco puntos de referencia P1,... P5.
- 25 En algunas implementaciones, los sistemas láser que tienen el escáner Z 450 con la apertura numérica ajustable NA pueden aumentar la relación de Strehl S por encima de 0,8, con relación a sistemas láser esencialmente idénticos donde el escáner Z no tiene una apertura numérica ajustable, que tienen una relación de Strehl S inferior a 0,8.
- 30 Un reto de diseño adicional no es solamente minimizar la aberración total a una profundidad focal Z fija ajustando el sistema de entrega de láser a su tamaño de apertura óptimo y la apertura numérica correspondiente $NA_{opt}(z)$, sino también mantener el sistema al menos cerca de la apertura numérica $NA_{opt}(z)$ óptima dependiente de Z cuando la profundidad focal Z es escaneada. En una implementación típica, la apertura numérica óptima disminuye cuando aumenta la profundidad focal.
- 35 Para abordar esta variación de la apertura óptima cuando la profundidad focal Z es escaneada dentro del rango de escaneo en Z, las implementaciones del sistema 1 de entrega de láser tienen la capacidad de cambiar la apertura numérica NA(z) como un parámetro separado del escáner Z 450, de manera esencialmente independiente de la variación de la propia profundidad focal Z.
- 40 Las implementaciones, en donde dos cantidades son controladas de manera esencialmente independiente, como actualmente la profundidad focal Z y la apertura numérica NA, tienen típicamente un par de parámetros de control para conseguir esta modalidad. Ejemplos incluyen el emparejamiento de una distancia controlable entre el bloque 400 Primer Extensor de Haz y el bloque 500 Extensor de Haz Móvil 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 400 Primer Extensor de Haz puede ser implementado como un bloque fijo o un bloque móvil.
- 45 En algunas implementaciones la apertura numérica NA puede ser ajustada a una secuencia de valores de apertura numérica óptima $NA_{opt}(z)$, que producen una secuencia de valores de aberración total óptima a una secuencia de profundidad focal Z cuando la profundidad focal Z es escaneada.
- 50 Como antes, la aberración total óptima puede ser capturada por el mínimo de cualquiera de las medidas de aberración anteriores r_f , ω , o a_{40} , o el máximo de la relación de Strehl S. Los rangos de escaneo en Z pueden ser por ejemplo 5-10 mm, o 0-15 milímetros. 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), limitado por ejemplo por $r < 3$ mm.
- 55 La Tabla 7 ilustra un ejemplo, donde la segunda columna describe el escaneo de la profundidad focal Z dentro de un rango de escaneo en Z de (-0,14 mm, 11,65 mm) en un tejido objetivo 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.

Posición Z de Extensor 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

Tabla 7

5 En algunas otras realizaciones, la profundidad focal Z puede ser escaneada dentro de un rango de escaneo en Z de 0 mm a 10 mm. En el curso de escaneo la abertura numérica puede variar dentro de un rango de 0,4 a 0,1, en algunas otras realizaciones desde 0,35 a 0,15.

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

10 La fig. 12D ilustra explícitamente las aberturas numéricas óptimas N_{opt}(z) como una función de las profundidades focales Z correspondientes.

15 Como se ha descrito anteriormente, la capacidad de ajuste separada de la profundidad focal Z y la abertura numérica NA requiere típicamente dos parámetros de control ajustables de manera independiente. Algunas implementaciones, sin embargo, no pueden ofrecer la capacidad de ajuste separada e independiente de Z y NA. En su lugar, para cada profundidad focal Z, estas implementaciones ajustan automáticamente la abertura numérica o bien a su valor óptimo NA_{opt}(z) o bien al menos a una proximidad de NA_{opt}(z) sin una operación de ajuste de NA separada por un operador. Por ejemplo, NA puede seguir a NA_{opt}(z) dentro de un porcentaje P(seguimiento), donde P(seguimiento) puede ser de 10%, 20% o 30%.

20 Estas implementaciones pueden tener solamente un único controlador ajustable integrado. En el ejemplo recién escrito, este controlador integrado puede presentar solamente a un usuario del sistema que controla la profundidad focal Z en la región objetivo. Sin embargo, el controlador puede contener un ajustador de abertura acoplado, que ajusta simultáneamente la abertura numérica NA para seguir a NA_{opt}(z) sin un paso de sintonización separado realizado por el usuario del sistema 1 de entrega de láser.

25 En algunas implementaciones ajustar la distancia entre el Primer Extensor de Haz 400 y el Extensor de Haz Móvil 500 puede realizar esta funcionalidad de manera adecuada. En otras implementaciones, una única lente móvil puede ofrecer esta modalidad. Aún en otras implementaciones, puede emplearse una combinación de dos ajustadores.

Estas implementaciones ofrecen una función de control simplificado para el operador en el sistema 1 de entrega de láser. Dado que conseguir tal función de control integrada única es un reto de diseño, algunas implementaciones realizan estas funciones de control integrado en combinación con los otros bloques, tales como el pre-compensador 200, el escáner XY 300 y el objetivo 700.

30 En algunas implementaciones, en las que los valores de aberración total óptimos no pueden, o no son conseguidos para distintas consideraciones de diseño, la abertura numérica NA puede ser ajustada a una secuencia de valores de abertura numérica en una secuencia de profundidades focales Z a lo largo del trayecto de escaneo en Z dentro del rango de escaneo en Z para reducir la aberración total por al menos un porcentaje P(escaneo) relativo a sistemas láser cuyo escáner Z 450 no tiene una abertura numérica ajustable NA. En algunas implementaciones P(escaneo) puede ser 20, 30,

40, o 50 por ciento.

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

La aberración total puede ser medida de varias formas diferentes. La aberración total puede referirse a una aberración total promediada sobre el trayecto de escaneo en Z, o al valor máximo o mínimo de la aberración total a lo largo del trayecto de escaneo. La reducción de la aberración total puede referirse a cualquiera de estas posibilidades.

10 En algunas implementaciones, la apertura numérica NA puede ser ajustada a partir de un primer valor cuando se realiza un procedimiento corneal a un segundo valor cuando se realiza un procedimiento de 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.

15 La presente implementación del escáner Z 450 es diferente de los sistemas de entrega de láser corneal existentes en varias otras formas, incluyendo la siguiente.

1. En sistemas de entrega de láser corneal se requiere típicamente que la apertura numérica no cambie durante el escaneo en Z de la profundidad focal para asegurar la simplicidad del diseño. Este diseño es satisfactorio para cirugía corneal ya que la aberración total introducida por el escaneo en Z típico de 1 mm no es un factor limitativo serio de la precisión de los sistemas de entrega de láser corneal. En contraste, las implementaciones del sistema 1 de entrega de láser tienen una apertura numérica variable NA para mantener el ajuste de la apertura a su apertura óptima sobre el intervalo Z quirúrgico extensivo variable por ejemplo de 5-10 mm. Esto, desde luego, se consigue mediante la modalidad de la apertura numérica NA que es ajustable de manera esencialmente independiente de la profundidad focal Z.

2. También, sistemas de córnea existentes típicos tienen su escáner Z en el objetivo 700, o como una 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 1 de entrega de láser que está dispuesto en un alojamiento mecánico funcional separado del alojamiento mecánico funcional del escáner XY y del escáner Z. El término alojamiento mecánico funcional se refiere no al alojamiento total del sistema de entrega, cuyo diseño puede ser dictado por consideraciones ergonómicas o de apariencia, sino al alojamiento que está conteniendo juntas las lentes para realizar su función óptica real. El objetivo 700 de las presentes implementaciones está posicionado típicamente en el trayecto óptico después de que el haz de escaneo en XYZ, emitido por el escáner Z 450, es desviado por el espejo 600.

3. Las figs. 12A-B ilustran otro reto en el diseño de sistemas ópticos quirúrgicos de cristalino. Visiblemente, la aberración total exhibe una región ancha óptima, plana para profundidades focales Z de la córnea típicas de 1 mm, así (i) los parámetros del sistema pueden ser utilizados para otras consideraciones, (ii) puede utilizarse un amplio rango de escaneo en Z, y (iii) es necesaria una sintonización menos precisa de los parámetros del sistema, todo sin mucho deterioro del tamaño de la mancha focal. En contraste, para sistemas quirúrgicos de cristalino el tamaño de la mancha focal se deteriora rápidamente cuando (i) los parámetros del sistema son optimizados para otras consideraciones, (ii) se implementa un rango de escaneo en Z más ancho, y (iii) los parámetros del sistema son sintonizados de manera menos precisa.

40 En otro aspecto de las realizaciones del escáner Z 450, se recuerda que los sistemas de entrega de láser que incluyen un subsistema de formación de imágenes o un subsistema de óptica de observación visual, tienen los haces asociados con cualquiera de estos subsistemas acoplados al sistema 1 de entrega de láser a través del espejo 600. El espejo 600 puede ser un espejo dicróico, por ejemplo. En sistemas quirúrgicos típicos el objetivo 700 se refiere al grupo de lentes que está posicionado después del espejo 600 en el trayecto óptico.

45 Implementar el escáner Z 450 antes del espejo 600 y separado del objetivo 700 es una consideración de diseño importante también debido a que el peso del objetivo 700 es un factor crítico, ya que el objetivo 700 hace contacto directo esencialmente con el tejido objetivo, tal como el ojo del paciente. Por ello, minimizar el peso o la masa del objetivo 700 hace que las implementaciones del sistema 1 de entrega de láser impongan una presión reducida sobre el ojo. Y como esta presión deforma el propio ojo y así disminuye la precisión del procedimiento quirúrgico, los diseños que reducen la presión sobre el ojo aumentan la precisión de la cirugía oftálmica considerablemente.

Las Tablas 8-9 ilustran rangos de algunos parámetros relevantes para distintas realizaciones del bloque 400 Primer Extensor de Haz y del bloque 500 Extensor de Haz Móvil. Los bloques de Extensor de haz pueden tener cada uno 2-10 lentes, en algunas realizaciones 3-5 lentes, que están configuradas para llevar a cabo las funcionalidades anteriores.

55 La Tabla 8 ilustra una realización de cinco lentes del bloque 400 Primer Extensor de Haz utilizando un convenio estándar en la industria, que describe grupos de lentes gruesas en términos de las superficies individuales. El bloque 400 Primer Extensor de Haz puede incluir lentes 411, 412, 413, 414 y 415 con parámetros en los siguientes rangos (indicados entre

paréntesis).

Superficie	Curvatura [1/m]	Distancia [mm]	Índice refractivo 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)		

Tabla 8

5 En algunas realizaciones, el bloque 400 Primer Extensor de Haz incluye, secuencialmente desde un lado de entrada que mira al escáner XY 300: un primer grupo de lentes con una potencia refractiva positiva, una lente de menisco, que tiene una superficie convexa que mira al lado de entrada, y una segunda lente, que tiene una superficie cóncava que mira al lado de entrada.

10 Otras implementaciones están relacionadas con las implementaciones de la tabla 8 mediante un factor de escala a, que tiene cinco lentes escaladas, siendo las curvaturas de la segunda columna multiplicadas por a, las distancias de la tercera columna multiplicadas por 1/a, y que tienen índices de refracción n sin cambios. El factor de escala a puede asumir valores de entre 0,3 y 3.

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

Superficie	Curvatura [1/m]	Distancia [mm]	Índice refractivo 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)		

Tabla 9

15 Algunas implementaciones del bloque 500 Extensor de Haz Móvil incluyen, secuencialmente desde un lado de entrada que mira al bloque 400 Primer Extensor de haz, una lente de menisco, que tiene una superficie cóncava que mira al lado de entrada, una lente negativa con una potencia refractiva negativa, y un grupo de lentes positivas con una potencia refractiva positiva.

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

25 Las figs. 13A-B ilustran realizaciones de las Tablas 8-9 en dos configuraciones con distancias diferentes entre el bloque 400 Primer Extensor de Haz y el bloque 500 Extensor de Haz Móvil. En algunas implementaciones, el bloque 500 Extensor de Haz Móvil puede ser movido con relación al bloque 400 Primer Extensor de Haz en una distancia en el rango de d=5-50 mm.

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

La fig. 13A ilustra el caso cuando el bloque 500 Extensor de Haz Móvil está en una posición relativamente lejos del bloque 400 Primer Extensor de Haz. En este caso el haz que sale del conjunto combinado tiene (i) rayos convergentes, (ii) un diámetro relativamente grande en una pupila de salida ExP, (iii) una profundidad Z más somera de la mancha focal cuando un objetivo de longitud focal fija está colocado cerca de la pupila de salida del escáner Z 450, y así (iv) la mancha focal está formada por un haz con una abertura numérica NA mayor.

La fig. 13B ilustra el caso cuando el bloque 500 Extensor de Haz Móvil está más cerca del Primer Extensor de Haz 400 que en el caso de la fig. 13A. Aquí el haz tiene (i) rayos divergentes, (ii) un diámetro menor en la pupila de salida ExP, (iii) una profundidad Z más profunda de la mancha focal cuando un objetivo de longitud focal fijo está colocado en la pupila de salida del escáner Z 450, y así (iv) la mancha focal está formada por un haz con una abertura numérica NA menor.

En resumen, a profundidades focales Z más someras la mancha focal es creada por un haz de NA grande, mientras que para profundidades focales Z crecientes la abertura numérica NA disminuye. El cambio relativo en la abertura numérica NA puede ser optimizado optimizando la ubicación de la pupila de salida ExP de los bloques 400 y 500 de Extensor de Haz y la ubicación de la pupila de entrada del objetivo 700 de focalización. Estas implementaciones son formas alternativas para optimizar la abertura numérica a diferentes profundidades focales incluso sin utilizar funcionalidades del pre-compensador 200.

Como se ha descrito anteriormente, la abertura numérica NA puede ser ajustada extensivamente con o sin el pre-compensador 200. En el sistema 1 de entrega de láser completo la abertura numérica NA puede ser ajustada controlando el pre-compensador 200, el bloque 400 Primer Extensor de Haz o el bloque 500 Extensor de Haz Móvil, o controlando estos bloques en combinación. La elección real de implementación en la práctica depende de otras exigencias de nivel del sistema de nivel más elevado, tales como rango de escaneado, velocidad de escaneado, y complejidad. Las implementaciones con otros rangos numéricos pueden también ser configuradas para realizar alguna o todas las funcionalidades antes descritas.

La fig. 14 ilustra otro aspecto del escáner Z 450. Se han mostrado tres haces característicos diferentes, que emanan desde un punto de pivotamiento de salida PP(XY) del escáner XY 300. Notablemente, todos los tres haces característicos están enfocados a un punto de pivotamiento de entrada PP(O) del objetivo 700 por el escáner Z 450. La posición de PP(O) puede ser ajustada por ejemplo moviendo el Extensor de Haz Móvil 500.

Como se describe a continuación, los sistemas de entrega de láser que generan un punto de pivotamiento PP(O) situado fuera de los espejos del escáner XY 300 tienen características útiles, por ejemplo, en realizaciones en donde el punto de pivotamiento PP(O) cae dentro del objetivo 700.

En otras realizaciones, el escáner XY 300 tiene un punto de pivotamiento de salida PP(XY) más alejado que la distancia al escáner Z 450. En estas realizaciones, el escáner Z 450 sólo modifica el punto de pivotamiento de salida PP(XY) del escáner XY 300 al punto de pivotamiento 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 400 Primer Extensor de Haz y el bloque 500 Extensor de Haz Móvil. La existencia de este plano focal intermedio 451 está indicada por los puntos focales de los tres haces característicos que se alinean hacia arriba lateralmente de manera esencial con la misma coordenada z. Inversamente, las implementaciones que no poseen tal plano focal intermedio no son muy adecuadas para tener un punto de pivotamiento ajustable PP(O).

La fig. 15 ilustra un ejemplo de un sistema de láser oftálmico 1", que incluye bloques análogos a los sistemas en la fig. 1 y en la fig. 9, incluyendo el motor 100 de láser, el escáner XY 300, el divisor de haz 600, el objetivo 700 y la interfaz de paciente 800. Además, el sistema de láser 1" puede incluir un escáner Z para escanear el haz láser a lo largo del eje Z, donde el escáner Z puede incluir un escáner Z continuo 250b y un escáner Z incremental 450b.

En realizaciones análogas, los dos escáneres Z 250b y 450b pueden estar integrados en un único alojamiento. En otras, el orden de los dos escáneres Z puede ser intercambiado, estando el escáner Z incremental 450b antes del escáner XY 300 y el escáner continuo Z 250b después del escáner XY 300. En aún otras implementaciones, el objetivo 700 puede ser parcial o totalmente integrado con el escáner Z adyacente, bien 450b o bien 250b. En algunas de las implementaciones el objetivo no es necesariamente un objetivo fijo.

La fig. 16A ilustra que el escáner incremental Z 450b puede estar configurado para escanear en Z la profundidad de foco del sistema de láser oftálmico 1" dentro de una región objetivo 461 de una manera incremental por escalones Z 463 (i), y el escáner continuo Z 250b puede estar configurado para escanear en Z una profundidad de foco del sistema de láser oftálmico 1" de una manera continua en rangos de escaneo continuos 464 (i) correspondientes a los escalones Z 463 (i). Son posibles numerosas realizaciones diferentes para llevar a la práctica estas funcionalidades, como se describe a continuación.

En algunas realizaciones, el escáner incremental Z 450b puede mover la profundidad de foco Z del sistema de láser 1" a niveles Z 465(i). El escáner continuo Z 250b puede escanear alrededor de estos niveles Z 465(i) en rangos continuos

464(i). Los rangos continuos 464(i) pueden estar centrados alrededor de los niveles Z 465(i), o pueden estar basados en los niveles Z 465(i), comenzando el escaneo en el nivel Z 465(i), o puede ser implementada cualquier solución intermedia. En realizaciones, donde los rangos continuos 464(i) están centrados alrededor de los niveles Z 465(i), el escáner continuo 250b puede escanear desde un valor $Z(i)-\Delta(i)$ a $Z(i)+\Delta(i)$, donde $Z(i)$ es la profundidad de foco en el nivel Z 465(i), y el rango continuo 464(i) es $2\Delta(i)$. En realizaciones, donde el escáner continuo 250b está basado en un nivel Z 465(i), el escaneo continuo puede tener lugar desde $Z(i)$ a $Z(i)+\Delta(i)$ con un rango de escaneo continuo de $\Delta(i)$.

En algunas implementaciones los rangos continuos 464(i) pueden ser diferentes para diferentes niveles Z 465(i) o escalones Z 463(i), en otras puede ser los mismos. Los rangos continuos 464(i) pueden depender también del índice de refracción de la región objetivo 461 alrededor de los niveles Z correspondientes 465(i), o en la distancia radial de la mancha focal desde el eje óptico del sistema de láser 1" a la profundidad de foco $Z(i)$.

En algunas implementaciones, cuando el escaneo en Z con un nivel Z 465(i) alcanza el máximo del rango de escaneo continuo correspondiente 464(i) o queda cerca de él, la configuración del escáner incremental Z 450b puede ser movida por un escalón Z 463(i+1), o al siguiente nivel Z 465(i+1). De manera correspondiente, el escáner continuo Z 250b puede ser reiniciado desde un máximo próximo al rango de escaneo continuo 464(i) a un mínimo próximo al rango de escaneo 464(i+1).

De manera correspondiente, si el escaneo continuo está centrado alrededor de los niveles Z, el escaneo continuo puede alcanzar una profundidad focal de $Z(i)+\Delta(i)$, seguido por un escalón de escaneo incremental que ajusta el escáner incremental Z 450b a un nivel Z de $Z(i+1)$ y reiniciar el escáner continuo a $-\Delta(i+1)$, es decir, el escalón de reiniciación puede ser resumido como la profundidad de foco que es movida como: $Z(i)+\Delta(i) \rightarrow Z(i+1)-\Delta(i+1)$.

En aquellas realizaciones, donde el escaneo continuo está basado en los niveles Z 465(i), este paso de reiniciación es capturado por la profundidad de foco que es movida como: $Z(i)+\Delta(i) \rightarrow Z(i+1)$.

Finalmente, en realizaciones de tipo escalón cuando el escáner continuo Z 250b alcanza cerca del máximo del rango de escaneo continuo i-ésimo $\Delta(i)$ mientras el escáner incremental Z 450b ha sido ya realizado en i escalones Z, el escáner incremental 450b puede aumentar la profundidad de foco por el escalón Z 463(i+1), seguido por el escáner continuo Z 250b que es reiniciado a un mínimo cercano al rango de escaneado continuo $\Delta(i+1)$. En todas las implementaciones anteriores, los rangos de escaneo $\Delta(i)$ pueden depender de la profundidad de foco $Z(i)$, en los niveles Z 465(i) y en los escalones Z 463(i). En otras realizaciones, $\Delta(i)$ puede ser independiente de i: $\Delta(i)=\Delta$.

En algunas implementaciones, algunos o todos los rangos de escaneo continuo 464(i) pueden ser mayores que los escalones Z 463 (i), o las diferencias entre niveles Z: $465(i+1)-465(i)$. Con tales implementaciones todas las profundidades Z dentro de la región objetivo 461 pueden ser alcanzadas por el operador del sistema de láser 1", debido a que el rango de escaneo continuo 464(i+1) después del escalón Z 463(i) se solapa con el rango de escaneo continuo 464(i) antes del escalón Z 463(i). En algunas implementaciones los rangos de escaneo continuo Z se tocan justo en lugar de solaparse.

En los anteriores ejemplos en los que los rangos de escaneo continuo $[-\Delta(i), \dots, \Delta(i)]$ están centrados alrededor de niveles Z, $Z(i)$, la condición para solaparse se traduce en:

$$|Z(i)+\Delta(i)| > |Z(i+1)-\Delta(i+1)|$$

En los anteriores ejemplos en los que los rangos de escaneado continuo $\Delta(i)$ están basados en los niveles Z, $Z(i)$, esta condición se traduce en:

$$|Z(i)+\Delta(i)| > |Z(i+1)|$$

Finalmente, en los ejemplos de escalón Z, esta condición se traduce al mínimo del rango de escaneo continuo 464(i+1) después de que el escalón Z 463(i) que se solapa con el máximo del rango de escaneo continuo 464(i) es alcanzado por el escáner continuo 250b antes del escalón Z 463(i).

Los sistemas láser con tales rangos de solapamiento pueden permitir un escaneo en Z casi continuo de la región objetivo 461. Esto puede conseguirse, por ejemplo, utilizando soluciones de software para la sintonía fina o calibración del sistema de láser 1" para minimizar o incluso eliminar los solapamientos. En tales ejemplos el cirujano puede cambiar de manera casi continua la profundidad de foco Z, $Z(i)$ con el cambio simultáneo del escáner incremental Z 450b y el escáner continuo Z 250b.

Dependiendo del tipo de procedimientos el rango de escaneo total Z puede tener una longitud dentro de uno de los rangos de 0-5 mm, 5-10 mm, 10-30 mm y 0-15 mm. Cada uno de estos rangos puede servir para objetivos quirúrgicos cualitativamente diferentes, y plantear sus retos técnicos únicos. Por ejemplo, un rango de escaneo en Z comprendido dentro de 0-5 mm, tal como 1 mm, puede ser útil principalmente para procedimientos de córnea, ya que el grosor de la córnea puede estar en la proximidad de 1 mm, y así escanear en el rango 464 de escaneo continuo de 1 mm de (-0,5 mm...0,5 mm) alrededor de un nivel Z 465 de 0,5 mm puede cubrir la región quirúrgica comeal objetivo. Un rango de escaneo en Z dentro del rango de 5-10 mm, tal como 7 mm, puede ser útil para procedimientos de cataratas, ya que el

crystalino en un ojo humano se extiende típicamente en la dirección Z desde 3 mm a 10 mm. Así, escanear en un rango de escaneo continuo de 7 mm de (-3,5 mm... 3,5 mm) alrededor de un nivel Z de 6,5 mm puede cubrir la región quirúrgica objetivo completa del cristalino.

5 Un rango de escaneo en Z del orden de 0-15 mm, tal como 11 mm puede ser útil para procedimientos integrados, donde se realizan tanto los procedimientos de córnea como los procedimientos de cataratas dentro del mismo programa quirúrgico completo. En tales implementaciones, el escáner incremental Z 450b puede tener una primera configuración para la profundidad de foco a un nivel corneal Z 465(c), permitiendo que un cirujano lleve a cabo un procedimiento oftálmico corneal en un rango de escaneo continuo 464(c) alrededor del nivel corneal Z 465(c), y uno o más niveles Z 465(i) de cristalino, permitiendo que el cirujano lleve a cabo un procedimiento oftálmico del cristalino adicional en rangos de escaneo continuos 464(i) alrededor de los niveles Z 465(i) de cristalino.

10 La fig. 16B ilustra una realización específica relativa a cirugías oftálmicas. En tal realización orientada a las cataratas, la región quirúrgica 461 puede ser una parte endurecida del núcleo dentro de un cristalino 470. Los rangos 464(i) de escaneo continuo Z que se solapan -o se tocan- pueden estar dentro de esta región quirúrgica 461. Como se ha esquematizado cualitativamente en la fig. 16B para proporcionar contexto, el cristalino 470 está situado dentro del ojo, que también incluye una córnea 472, una cámara anterior 474 y un iris 476, que es a menudo dilatado para mejorar la precisión y el acceso. Los sistemas láser 1, 1', o 1" hacen contacto típicamente con el ojo a través de la interfaz de paciente 800.

15 Las implementaciones del sistema láser 1" pueden controlar no solamente la profundidad de foco Z sino también puede mantener una o más aberraciones del haz láser mejores que un valor de umbral en la región objetivo 461. Aquí el término "mejor" refleja el hecho de que las aberraciones pueden estar caracterizadas por diferentes medidas, y para algunas de estas medidas la aberración es menor si la medida es mantenida por debajo de un valor de umbral, mientras para algunas otras medidas la aberración es menor si la medida es mantenida por encima de un valor de umbral.

20 Como se ha descrito anteriormente, las aberraciones pueden ser capturadas, por ejemplo, en términos de la relación de Strehl S, el radio r_f de la mancha focal, la RMS del error ω de frente de onda y el coeficiente de expansión a_{40} de aberración esférica. Aunque la siguiente descripción se concentra en la relación de Strehl S y en el radio r_f de la mancha focal, descripciones análogas en términos de a_{40} y ω son igualmente representativas.

25 Se recuerda que el valor óptimo de S es 1. Con la arquitectura del escáner continuo Z 250b y del escáner incremental Z 450b, las implementaciones del sistema láser 1" pueden mantener la relación de Strehl S mayor que un valor de umbral S(umbral) en la región objetivo 461, donde S(umbral) puede ser 0,6, 0,7, 0,8 y 0,9.

30 Como la relación de Strehl S puede depender de la longitud de onda, el valor de umbral de la relación de Strehl puede ser especificado para un haz láser con una longitud de onda del orden de 0,4 micrones a 1,1 micrones.

35 Se recuerda también que las aberraciones pueden variar considerablemente dentro de la región objetivo quirúrgica 461. Controlar aberraciones sobre tal volumen objetivo extendido plantea muchos retos. Para controlar aberraciones dentro de una región objetivo quirúrgica extendida 461, las implementaciones pueden mantener la relación de Strehl S mayor que S(umbral) en uno o más de los cinco puntos de referencia antes definidos, determinados por sus coordenadas cilíndricas (z, r) en la región objetivo como P1=(0,0), P2=(2,6), P3=(5,0), P4=(8,0), P5=(8,3), todas en milímetros, en cualquier ángulo de azimut ϕ , con relación a la parte frontal y centro de la región objetivo que está en (0,0).

40 Análogamente, realizaciones del sistema láser 1" pueden controlar una aberración manteniendo el radio r_f de la mancha focal menor que un valor de umbral r_f (umbral) en la región objetivo, en donde r_f (umbral) puede ser de 2, 3, 4, 5 y 6 micrones.

Como antes, estos valores de radio r_f de la mancha focal pueden ser menores que r_f (umbral) en uno o más de los cinco puntos de referencia en una región objetivo de P1=(0,0), P2=(2,6), P3=(5,0), P4=(8,0), P5=(8,3), todas en milímetros, en cualquier ángulo de azimut ϕ , con relación a la parte frontal y centro de la región objetivo que está en (0,0).

45 Aunque solamente dos medidas de aberración específica han sido descritas en detalle, el sistema láser 1" puede controlar una gran variedad de aberraciones, incluyendo aberraciones esféricas, coma, astigmatismo y aberración cromática.

Implementaciones del sistema láser 1" pueden también compensar -al menos parcialmente- aberraciones que fueron causadas por los escáneres Z 250b y 450b que han escaneado en Z la profundidad de foco del sistema láser 1" en la región objetivo 461.

50 Las figs. 17A-B ilustran que en algunas implementaciones del escáner incremental Z 450b estos y otros objetivos son conseguidos utilizando etapas variables, o etapas que extienden el foco, 481(i), que pueden ser posicionadas dentro y fuera de la trayectoria del haz láser. Estas etapas variables pueden estar configuradas para escanear en Z la profundidad de foco en incrementos de Z predeterminados.

Las etapas variables 481(i) pueden contener lentes correspondientes 491(i) montadas en deslizadores mecánicos,

accionadores mecánicos, brazos giratorios, y dispositivos electromecánicos, que son capaces de mover las lentes 491(i) dentro y fuera de la trayectoria óptica del haz láser. Por ejemplo, las pistas deslizantes de algunas de estas implementaciones pueden ser transversales al eje óptico.

5 Las figs. 17A-B ilustra una implementación de tres etapas. En otras implementaciones el número de etapas puede ser 1, 2, 4 o más. La combinación del escáner continuo Z 250b y del escáner incremental Z 450b utilizando múltiples etapas variables con lentes 491(i) que extienden el foco permite cambiar el escaneo en Z del punto focal de una manera casi continua, similarmente a la descripción anterior. Para minimizar el número de etapas variables 481(i) los desplazamientos focales 492(i) de las lentes 491(i) puede ser proporcionales a potencias enteras de 2. En estas realizaciones, los desplazamientos focales 492(i) de las lentes 491(i) que extienden el foco pueden asumir los valores 2^0 , 2^1 , ... 2^n multiplicados con un desplazamiento de foco básico. Insertar las n lentes 491(i) que extienden el foco en todas las combinaciones posibles crea 2^n configuraciones de lente dentro/lente fuera. Estas configuraciones permiten al operador del sistema láser 1" escanear la región objetivo en 2^n niveles Z 465(i) esencialmente equiespaciados.

15 El concepto de estas implementaciones será demostrado en un escáner incremental Z 450b de tres etapas. Los desplazamientos focales 492(1), 492(2), y 492(3) de las tres lentes 491(1), 491(2), 491(3) que extienden el foco son aproximadamente iguales a un desplazamiento de foco básico de por ejemplo 1 mm multiplicado por las potencias de 2 como $2^0=1$, $2^1=2$ y $2^2=4$, como se ha mostrado en la Tabla 10:

Número de etapas variables	Desplazamiento focal [mm]
1	1
2	2
3	4

Tabla 10

20 Las $2^3= 8$ combinaciones dentro/fuera de estas tres etapas 481(1), 481(2), 481(3) proporcionan 8 niveles Z 465(1),...465(8) equiespaciados, separados por un escalón Z uniforme 463 de 1 mm cada uno, si es implementado en la siguiente secuencia de configuraciones:

Número de configuración	Posición etapa 3	Posición etapa 2	Posición etapa 1	Desplazamiento focal total [mm]
0	Fuera	Fuera	Fuera	0
1	Fuera	Fuera	Dentro	1
2	Fuera	Dentro	Fuera	2
3	Fuera	Dentro	Dentro	3
4	Dentro	Fuera	Fuera	4
5	Dentro	Fuera	Dentro	5
6	Dentro	Dentro	Fuera	6
7	Dentro	Dentro	Dentro	7

Tabla 11

25 Es digno de atención que las configuraciones dentro/fuera de la Tabla 11 tienen una correspondencia de uno a uno a la representación binaria de los desplazamientos focales correspondientes, correspondiendo el "dentro" a un 1 y el "fuera" a un cero. Por ejemplo, la configuración 5 ilustrada en la fig. 17B, es una configuración (dentro, fuera, dentro) de las etapas variables 1, 2 y 3, que es exactamente la representación binaria del número 5: 101.

30 Algunas realizaciones tienen los rangos de escaneo en Z continuo 464(i) que exceden de 1 mm en una pequeña cantidad, creando rangos de escaneo que se solapan. Estos sistemas ofrecen la posibilidad de calibrar el sistema láser 1" para evitar tener espacios entre los rangos de escaneo en Z adyacentes, que puedan ocurrir por una variedad de razones, incluyendo inexactitudes de rangos y posiciones límite en un sistema físico. Tales implementaciones pueden permitir que un operador del sistema láser 1" escanee en Z un rango de escaneo total Z de 8 mm de manera casi continua, sin dejar ninguna profundidad focal fuera. Tal implementación puede por ello permitir a un cirujano realizar procedimientos de cataratas, o incluso procedimientos de cristalino y córnea integrados así como con alta precisión.

Cuando los desplazamientos focales debidos a la inserción de las lentes individuales 491(i) que extienden el foco son pequeños comparados con la longitud focal sistema láser 1", el desplazamiento focal total será una suma de los

desplazamientos focales procedentes de componentes individuales que extienden el foco. Además, de acuerdo con el teorema de Aldis (Handbook of Optical Systems, Volumen 3: Aberration Theory ad Correction of Optical Systems, Ed: Herbert Gross, Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KgaA, Weinheim, 2007), la aberración del sistema óptico puede ser expresada como una suma de aberraciones correspondientes a las superficies de los distintos elementos ópticos.

5 A la luz del teorema de Aldis, la aberración del escáner Z 450b de etapa variable completo puede ser compensada como la suma de las compensaciones de las etapas variables individuales 481(i) y sus lentes 491(i) que extienden el foco. En implementaciones donde las lentes 491(i) compensan cada una - al menos parcialmente - sus propias aberraciones, la aberración total del sistema láser 1" puede permanecer esencialmente compensada durante el escaneo en Z completo o al menos en una fracción considerable del mismo.

10 Las etapas variables 481(i) pueden compensar, al menos parcialmente, las aberraciones causadas por el escaneo en Z de las propias etapas variables 481(i) utilizando una o más lentes múltiples elegidas de forma adecuada dentro de las etapas variables.

15 Ejemplos de lentes múltiples incluyen múltiples funcionales: elementos ópticos que contienen lentes múltiples, que tienen por ejemplo diferentes índices de refracción, grosor o radios. En las implementaciones más simples, estas lentes son fijadas fuertemente juntas, en otras no están en contacto directo. En general, las lentes de estos múltiples funcionales se mueven juntas, algunas veces en un alojamiento de lente dedicado.

20 Las lentes múltiples pueden conseguir la misma focalización óptica total del haz que las lentes individuales. Además, como tienen parámetros sintonizables adicionales (tales como los radios, curvaturas e índices de refracción de cada lente), pueden compensarse más tipos de aberraciones sintonizando estos parámetros adicionales, incluyendo astigmatismo, coma, aberraciones esféricas de orden superior o errores cromáticos.

25 Otras realizaciones de lentes auto-compensadoras compensan las aberraciones teniendo factores de forma apropiados, o por curvado de la lente. El curvado de la lente es una herramienta efectiva para controlar la aberración esférica. La magnitud del curvado está caracterizada por el parámetro del curvado $X = (c_1 + c_2)/(c_1 - c_2)$, donde c_1 y c_2 son las curvaturas de las superficies de la lente. La aberración esférica depende cuadráticamente del parámetro de curvado X, el coma depende linealmente de X (Handbook of Optical Systems, Volumen 3: Aberration Theory ad Correction of Optical Systems, Ed: Herbert Gross, Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KgaA, Weinheim, 2007). El curvado de la lente elegido de manera apropiada puede compensar la aberración esférica o el coma introducidos como resultado de enfocar el haz láser a diferentes profundidades y otras aberraciones presentes cuando la lente no está insertada en posición.

30 La fig. 18 ilustra una realización del escáner incremental Z 450b. Esta implementación de tres etapas incluye la lente individual 491a(1), la primera lente múltiple 491a(2) y la segunda lente múltiple 491a(3). Estas lentes 491a pueden estar en un escáner Z separado 450b o pueden ser integradas con el objetivo 700. Un grupo de lentes adicionales puede estar dispuesto entre el objetivo 700 y el escáner incremental Z 450b. El objetivo 700 puede estar en un alojamiento separado del escáner incremental Z 450b, fijo o móvil con relación a él.

35 Los rangos de parámetro de una realización particular del escáner incremental Z 450b están descritos en las Tablas 12.1-12.3, en términos de las superficies atravesadas por el haz láser:

Superficie	Curvatura 1/m]	Distancia [mm]	Índice de refracción n
1	(-0,5)-0,6	5-9	1,4-1,6
2	(-0,5)-0,9		

Tabla 12.1 Lente individual 491a(1).

Superficie	Curvatura [1/m]	Distancia [mm]	Índice de refracción n
1	(-0,5)-0,5	6-9	1,4-1,6
2	(-2,5)-(-4,0)	4-8	1,6-1,7
3	(-0,2)-(-2,0)		

Tabla 12.2 Lente múltiple 491a(2).

Superficie	Curvatura [l/m]	Distancia [mm]	Índice de refracción n
1	(-0,5)-2,2	4-9	1,4-1,65
2	3,0-4,2	2-9	1,52-1,65
3	1,0-2,0		

Tabla 12.3 Lente múltiple 491a(3).

Diferentes implementaciones pueden tener los escáneres Z dispuestos de modo diferente dentro del sistema láser 1". En algunos casos el escáner continuo Z 250b puede estar posicionado entre la fuente láser 100 y el escáner XY 300 y el escáner incremental Z 450b puede estar posicionado después del escáner XY 300 en la trayectoria del haz láser.

- 5 En otras realizaciones el escáner continuo Z 250b puede estar posicionado después del escáner XY 300 en la trayectoria del haz láser. Aún en otras implementaciones el escáner continuo Z 250b puede incluir un primer bloque, posicionado entre la fuente láser 100 y el escáner XY 300, y un segundo bloque, posicionado después del escáner XY 300 en la trayectoria del haz láser.

- 10 Realizaciones del sistema láser 1" pueden estar configuradas para variar una profundidad de foco Z y una apertura numérica NA del haz láser de manera esencialmente independiente una de otra.

Algunas realizaciones tienen el escáner incremental Z 450b posicionado antes del objetivo 700 en la trayectoria del haz láser, en un alojamiento separado de él.

Algunas implementaciones del sistema láser 1" pueden ser operadas por un método 493 en los pasos de:

- 15 493(a) - generar un haz láser por la fuente de láser 100,
 493(b) -escanear en Z una profundidad de foco del haz láser por el escáner incremental Z 450b, y
 493(c) - escanear en Z la profundidad de foco del haz láser por el escáner continuo Z 250b.

El paso 493(b) del escaneo en Z por el escáner incremental Z 450b puede incluir escanear en Z la profundidad de foco en escalones Z incrementales 463(i). El paso 493(c) de escanear en Z por el escáner continuo Z 250b puede incluir escanear en Z la profundidad de foco en rangos de escaneo continuos 464(i) correspondientes a los escalones Z 463(i).

- 20 En algunas implementaciones, uno o más de los rangos de escaneo continuos 464(i) puede ser mayores que los escalones Z 463(i). En estas implementaciones, los rangos de escaneo continuos 464(i) y 464(i+1) en los que la profundidad de foco puede ser escaneada en Z con el escáner continuo Z 250b antes y después de un escalón Z 463(i), o centrado alrededor de niveles en Z contiguos 465(i) y 465(i+1), se solapan, permitiendo que un operador del sistema láser oftálmico 1" escanee en Z la profundidad de foco en un rango de escaneo en Z casi continuo.

- 25 Algunas realizaciones del método 493 pueden incluir: configurar el escáner incremental Z 450b a un nivel Z corneal 465(c), realizar un procedimiento quirúrgico corneal escaneando en Z la profundidad de foco con el escáner continuo Z 250b alrededor del nivel Z corneal 465(c), configurar el escáner incremental Z 450b a uno o más niveles de lente 465(i), y realizar un procedimiento quirúrgico del cristalino escaneando en Z la profundidad de foco con el escáner continuo Z 250b alrededor de los niveles en Z de lente 465(i).

- 30 El método 493 puede mantener una aberración mejor que un valor de umbral en una región objetivo 461. Aquí la aberración puede ser una aberración esférica, un coma, un astigmatismo, y una aberración cromática, o cualquier combinación de éstas.

El paso 493(b) de escaneo en Z por el escáner incremental Z puede incluir posicionar etapas variables 481(i) del escáner incremental Z 450b dentro y fuera de la trayectoria del haz láser.

- 35 En estas implementaciones, el paso 493(b) puede además incluir posicionar las etapas variables 481(i) en una secuencia de configuraciones que escanean en Z la profundidad de foco en incrementos de Z predeterminados. En algunos casos la profundidad de foco es movida proporcionalmente a una longitud de incremento de Z básica multiplicada por diferentes potencias de 2 moviendo diferentes etapas variables 481(i) en la trayectoria del haz láser.

- 40 El escaneado en Z de la profundidad de foco puede también incluir: (a) escanear en Z la profundidad de foco con el escáner continuo Z a una profundidad de foco próxima a un máximo de un primer rango de escaneo continuo, (b) aumentar la profundidad de foco en un escalón incremental Z por el escáner incremental Z, (c) reiniciar el escáner continuo Z a cerca de un mínimo de un segundo rango de escaneo continuo y (d) escanear en Z la profundidad de foco dentro del segundo rango de escaneo continuo.

El método 493 puede permitir el escaneado en Z de la profundidad de foco de manera esencialmente independiente de ajustar una abertura numérica del haz láser.

5. Objetivo 700

5 En algunas implementaciones el haz láser emitido por el escáner Z 450 es desviado por el Divisor de Haz/Espejo Dicroico 600 sobre el objetivo 700. A través de este espejo 600 pueden también acoplarse distintas luces auxiliares al sistema 1 de entrega de láser. Las fuentes de luz auxiliares pueden incluir luz asociada con un sistema de formación de imágenes por tomografía de coherencia óptica (OCT), un sistema de iluminación y un bloque de observación visual.

10 El objetivo 700 puede proporcionar un trayecto óptico compartido para un haz láser escaneado en XYZ, que se propaga desde el motor 100 de láser a través del escáner XY 300 y del escáner Z 450, y la luz auxiliar a la región objetivo quirúrgica. En distintas implementaciones, el objetivo 700 puede incluir grupos de lentes objetivo. En varias implementaciones las lentes de los grupos de lentes objetivo no se mueven relativamente entre sí. Como tal, mientras el objetivo 700 es una parte integral de la funcionalidad de escaneo en Z, no contribuye al escaneo en Z de una manera variable o dinámica. En estas implementaciones no se ajusta la posición de lente en el objetivo 700 para mover la profundidad focal Z de la mancha focal.

15 Las implementaciones del objetivo 700 pueden controlar al menos una de entre una aberración esférica, coma, y aberraciones de orden superior del haz láser pulsatorio quirúrgico.

20 Como el objetivo 700 está guiando luces de diferentes longitudes de onda, las implementaciones del objetivo 700 utilizan grupos de lentes acromáticas. La longitud de onda de la luz auxiliar puede estar, por ejemplo, en el orden de 0,4 micrones a 0,9 micrones, y la longitud de onda de la luz quirúrgica puede estar en el orden de 1,0-1,1 micrones. Implementaciones del objetivo 700 mantienen las aberraciones cromáticas por debajo de un valor predeterminado a lo largo de todo el rango de longitudes de onda de las luces usadas, tales como 0,4 micrones a 1,1 micrones en el ejemplo anterior.

25 El peso o masa del objetivo 700 es una consideración importante. En algunas implementaciones el objetivo está en contacto mecánico con el ojo del paciente. Como tal, ejerce presión sobre el ojo. Esta presión puede distorsionar el ojo desde su configuración relajada, haciendo más difícil seleccionar objetivos y dirigir el haz láser quirúrgico de manera exacta.

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

35 Hay numerosos modos de identificar fuerzas críticas y masas del objetivo correspondientes en relación a procedimientos quirúrgicos del ojo. Una revisión de distintos impactos sobre el ojo fue publicada, por ejemplo, en Determination of Significant Parameters for Eye Injury Risk from Projectiles: Duma SM, Ng TP, Kennedy EA, Stitzel JD, Herring IP, Kuhn F. J Trauma. Octubre de 2005; 59(4):960-4. Este documento revisó objetos que impactan en un ojo y proporcionó valores de energía críticos de los objetos que impactan, correspondientes a (i) diferentes tipos de daño en el ojo, incluyendo daños menores como abrasiones de la córnea, algunos moderados como dislocaciones del cristalino, y daños graves como un daño de la retina. El documento también asignó una probabilidad de daño, desde (ii) bajo, que representa un bajo porcentaje de posibilidad, a medio, que representa una posibilidad de aproximadamente el 50%, a alto, que se refiere casi a una certeza de daño. El documento clasificó además (iii) los escenarios de impactos de acuerdo con la forma del objeto impactante, clasificándolos por categorías de acuerdo con una energía de impacto total y una energía de impacto normalizada por el área de impacto.

45 Estos resultados pueden ser aplicados al caso específico de cirugía ocular investigando el daño por impacto posiblemente más elevado, causado por una total rotura del sistema de soporte mecánico del objetivo 700. Tal rotura puede dar como resultado una caída libre del objetivo 700 completo sobre una trayectoria vertical típica de 20-25 mm, transfiriendo la totalidad de la energía del objetivo al propio ojo. Las masas críticas pueden ser calculadas a partir de los valores de energía críticos publicados modelando la caída libre del objetivo de acuerdo con los principios físicos conocidos.

50 Una trayectoria vertical de esta longitud puede emerger a partir de los siguientes principios de diseño. El objetivo 700 puede ser montado sobre una etapa deslizante vertical para proporcionar un acoplamiento seguro y fiable del sistema 1 de entrega de láser por un pórtico al ojo. Tales diseños facilitan los requisitos de precisión y fuerza sobre el pórtico debido a que el pórtico vertical acomoda el objetivo 700 para ser posicionado dentro del rango de desplazamiento vertical. Además, una vez que el ojo está acoplado, estos diseños permiten que el ojo se mueva verticalmente con relación a una fuente de láser 100 sin romper la unión del ojo al sistema 1 de entrega de láser. Estos movimientos pueden ocurrir debido al movimiento del paciente o a movimientos del lecho quirúrgico. Un rango de desplazamiento vertical de 20 a 25 mm del objetivo 700 mitiga de manera efectiva y segura contra las fuerzas del pórtico y el movimiento

del 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, tal como las lentes de vidrio solas en los grupos de lentes objetivo definen un límite inferior sobre la masa del objetivo completo, ya que hay numerosos modos para reducir la masa del alojamiento y de los sistemas de control del objetivo, mientras que es mucho más difícil reducir la masa de las lentes. En los sistemas actuales la masa total del objetivo puede ser dos - tres veces la masa "óptica" de las lentes solas.

Algunos de estos criterios producen definiciones más precisas de masas críticas, otros solamente una dependencia intrínseca suave, que no conduce por ella misma a una definición precisa.

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

(1) MC1 ~ 400 g: objetivos con masas $M < MC1$ no plantean esencialmente riesgo de daño para un paciente incluso en el peor escenario de rotura de la envolvente;

(2) MC2 ~ 750 g: masas en el régimen $MC1 < M < MC2$ pueden tener una posibilidad mayor del 10% de causar abrasiones en la córnea mediante la energía de impacto total;

(3) MC3 ~ 1300 -1400 g: masas en el régimen $MC2 < M < MC3$ pueden tener una posibilidad del 50% de provocar abrasiones en la córnea en cualquier escenario de impacto, y finalmente;

(4) MC4 ~ 3300 g: masas en el rango de $MC3 < M < MC4$ en algunos escenarios de impacto pueden provocar una abrasión de la córnea casi cierta, y pueden desarrollar una posibilidad, distinta de cero, de daños de severidad media o peor.

Todas estas probabilidades, desde luego, han de ser multiplicadas por la pequeña probabilidad de que ocurra realmente la rotura total del sistema de soporte mecánico del objetivo. Sin embargo, en aplicaciones oftálmicas se necesitan tomar medidas extremas para protegerse contra todos los escenarios de daño que se puedan concebir, sin embargo, de manera improbable, haciendo las masas críticas anteriores relevantes.

Por ello, las anteriores consideraciones identifican cuatro masas críticas de acuerdo con criterios claros, relativas a masas totales y ópticas del objetivo 700. Por consiguiente, realizaciones del objetivo 700 donde el proceso de diseño se gestiona para reducir la masa del objetivo por debajo de cualquiera de las masas críticas anteriores MC4,..., MC1, ofrecen probabilidades cualitativamente mejores para procedimientos quirúrgicos seguros.

Los objetivos existentes para láseres oftálmicos de femtosegundo tienen una masa superior a 5000 g, considerablemente por encima incluso de la mayor de estas cuatro masas críticas. Una excepción es la solicitud de patente de los EE.UU., 20030053219 de Manzi, que describe un sistema de lente en el que la masa óptica de las lentes solas es de aproximadamente 1000 g, lo que posiblemente conduce a una masa total de 2000-3000 gramos. Aunque el diseño de Manzi es más ligero que otros objetivos existentes, es aún muy macizo. Esto es principalmente debido a un escáner Z que es una parte integral del objetivo ya que los elementos de lente interiores del objetivo son utilizados para el control del foco Z. Se requiere una masa adicional por Manzi para el alojamiento mecanizado con precisión, para una guía lineal con precisión para las lentes, y para un servomotor, aumentando todo la masa total a valores de nuevo superiores a 5000 g.

En contraste, una masa de distintas realizaciones del objetivo 700 puede caer en cualquiera de los cuatro intervalos de masa anteriores: 0-400 g, 400-750 g, 750-1350 g, y 1350-3300 g. La masa puede ser o bien la masa óptica o bien la masa total. Por ejemplo, las lentes en una implementación del objetivo 700 pueden tener una masa menor de 130 g. Es factible montar estas lentes en un alojamiento metálico de precisión para una masa total del conjunto de 400 g.

Realizaciones del objetivo 700 consiguen tal reducción notable de la masa a valores inferiores a 400 g, 750 g, 1350 g y 3300 g retirando la funcionalidad de escaneo en Z al escáner Z 450, alojándolo en un alojamiento funcional o mecánico separado. Aquí, el término "alojamiento funcional o mecánico" se refiere al hecho de que todas, las consideraciones de diseño no funcionales pueden dar como resultado disponer el escáner Z 450 separado en el mismo recipiente general que el objetivo 700, pero tal recipiente general no sirve a una función óptica o propósito mecánico.

En algunas realizaciones, una masa del objetivo 700 puede ser reducida por un porcentaje $P(\text{masa})$ en comparación con objetivos análogos, que realizan al menos alguna de la funcionalidad de escaneo en Z dinámico ajustando una característica óptica del objetivo 700. Tal característica puede ser que el escáner Z 450 esté integrado en el objetivo 700, o que el bloque 500 Extensor de Haz Móvil esté integrado en el objetivo 700, o que una o más lentes de escaneo móviles estén integradas en el objetivo 700. El $P(\text{masa})$ puede ser del 10%, 50%, o 100%.

Otro aspecto relacionado con el objetivo 700 y el diseño correspondiente del sistema láser quirúrgico 1 estaba descrito en relación a la fig. 14, donde se había mostrado que realizaciones del escáner Z 450 pueden enfocar el haz láser escaneado en XYZ sobre el punto de pivotamiento PP(O) de entrada de objetivo. Realizaciones, que tienen el punto de

pivotamiento de entrada PP(O) dentro del objetivo 700 tienen un radio r_b de haz muy reducido sobre una gran fracción del trayecto óptico, ya que el haz converge hacia este punto de pivotamiento interno PP(O). A su vez, un haz con un radio r_b de haz reducido puede ser controlado por lentes menores, dando como resultado una reducción significativa de la masa total del objetivo 700.

- 5 Una implementación del objetivo 700 de acuerdo con las percepciones del diseño anterior está resumida en la Tabla 13 e ilustrada en la fig. 19. Implementaciones del objetivo 700 incluyen un primer grupo de lentes, para recibir el haz láser pulsatorio quirúrgico desde el escáner Z 450, y un segundo grupo de lentes, para recibir el haz láser pulsatorio quirúrgico desde el primer grupo de lentes y para focalizar el haz láser quirúrgico sobre una región objetivo.

- 10 La Tabla 13 ilustra el objetivo 700 de la fig. 19, en más detalle mediante las superficies 1 a 16. El objetivo 700 tiene nueve lentes L1-L9 e interconecta con la interfaz de paciente 800 a través de la superficie 17. Como antes, los paréntesis indican los rangos que pueden asumir los parámetros correspondientes. (Superficies 1 y 2 definen un doblete de lentes L1/L2 y las superficies 8 y 9 definen un doblete de lentes L5/L6, por tanto, la superficie 16 en lugar de la 18).

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)

Tabla 13

- 15 En otras implementaciones, pueden utilizarse un número diferente de lentes con diferentes rangos de parámetros, que satisfacen las consideraciones de diseño anteriores relativamente bien.

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

En algunas realizaciones una distancia desde el objetivo 700 a la interfaz de paciente 800 es menor de 20 mm.

- 20 En algunos diseños una curvatura de un plano focal del sistema 1 de entrega En algunas implementaciones el objetivo 700 puede ser descrito en términos de grupos de lentes. Por ejemplo, el objetivo 700 puede incluir un primer grupo de lentes, para recibir el haz láser escaneado en XYZ desde el escáner Z 450, y un segundo grupo de lentes, para recibir un haz láser desde el primer grupo de lentes. El segundo grupo de lentes puede incluir una primera lente con un índice de refracción del orden de 1,54 a 1,72, una superficie de entrada con una curvatura del orden de 37,9 a 65 1/m y una superficie de salida con una curvatura del orden de -15,4 a 5,2 1/m. Además, el segundo grupo de lentes puede también
- 25 incluir una segunda lente, separada de la primera lente por una distancia del orden de 0 a 6,5 mm, con un índice de refracción del orden de 1,56 a 1,85, una superficie de entrada con una curvatura del orden de -55,1 a -21,8 1/m y una superficie de salida con una curvatura del orden de 11,4 a 26,8 1/m. El objetivo 700 puede emitir el haz láser sobre la

interfaz de paciente 800 a través de la segunda lente.

de láser es mayor de 20 1/m.

Otras numerosas implementaciones del objetivo 700 y del sistema de láser quirúrgico 1 pueden ser también creadas para adherirse a los principios de diseño expresados a lo largo de esta solicitud utilizando paquetes de software de diseño óptico disponibles comercialmente tales como Zemax de Zemax Development Corporation o Code V de Optical Research Associates.

6. Rendimiento óptico del sistema completo

En las distintas implementaciones, los parámetros de los subsistemas pre-compensador 200, escáner XY 300, escáner Z 450 y objetivo 700 pueden ser optimizados de una manera interdependiente de forma que el rendimiento óptico del sistema 1 completo de entrega de láser pueda exhibir propiedades que son únicamente útiles por ejemplo para aplicaciones quirúrgicas oftálmicas.

Las Tablas 14A-B resumen el rendimiento óptico del sistema 1 completo de entrega de láser en una primera y segunda implementaciones en términos de la abertura numérica NA y la relación de Strehl S. El rendimiento óptico está caracterizado de nuevo en puntos de referencia, en analogía a los anteriores puntos de referencia P1,... P5. Las Tablas 14A-B, muestran el rendimiento óptico del sistema 1 de entrega de láser con sus componentes en las configuraciones A, B, C, y D, entregando el haz láser a un centro de la córnea (A), a una periferia de la córnea (B), a un centro del cristalino (C) y a una periferia del cristalino (D), respectivamente. Estos puntos de referencia representan un gran volumen quirúrgico, asociado con el reto de realizar una cirugía oftálmica sobre el cristalino.

Las Tablas 14A-B muestran las coordenadas radiales de los puntos de referencia que tienen valores específicos. Sin embargo, en otras realizaciones NA y S asumen valores en los mismos rangos respectivos "alrededor" de estas coordenadas radiales específicas. En algunos casos el término "alrededor" se refiere a un rango de coordenadas radiales dentro del porcentaje P(radial) de los valores de coordenadas radiales mostrados, donde P(radial) puede ser uno de entre 10%, 20% y 30%. Por ejemplo, puntos con una coordenada radial z del orden de 7,2 mm y 8,8 mm están dentro de la proximidad del P(radial) = 10% de la coordenada radial z = 8,0 mm del punto de referencia "lente, centro".

Además, en algunas realizaciones, NA y S caen solamente en uno de sus tres rangos respectivos recogidos para las configuraciones B, C, y D. En algunas otras realizaciones, NA y S caen en dos de sus tres rangos respectivos, recogidos para las configuraciones B, C, y D en las Tablas 14A-B.

Visiblemente, el sistema de entrega de láser descrito está bien corregido esencialmente a un rendimiento óptico limitado en difracción a lo largo de todo el volumen completo quirúrgico de lente.

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

Tabla 14A

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

Tabla 14B

Diseños análogos, que tienen una relación de Strehl S mayor que 0,8 pueden ser considerados equivalentes a los diseños recogidos anteriormente, ya que la totalidad de estos diseños son considerados sistemas limitados en difracción.

Otras medidas de aberración, tales como el radio r_f de punto focal pueden también ser utilizadas además de la relación de Strehl S para caracterizar el rendimiento óptico completo del sistema 1 de entrega de láser. Como las relaciones de Strehl grandes combinadas con grandes aberturas numéricas en NA se traducen a pequeños radios r_f de mancha focal a lo largo de todas las configuraciones A-D el radio r_f de mancha focal puede permanecer por debajo de 2 micrones en algunas implementaciones, en otras por debajo de 4 micrones, aún en otras por debajo de 10 micrones en la región objetivo ocular.

Para caracterizar el rendimiento del sistema de entrega de láser más exactamente, y para representar el impacto sustancial de la córnea y cristalino sobre la propagación del láser, los valores de NA y S de las Tablas 14A-B han sido derivados diseñando el sistema que incluye el ojo como una parte integral del diseño óptico. En algunos diseños, el ojo es modelado en su forma natural. En otros, se incluye un grado de aplanamiento del ojo, para representar la condición quirúrgica auténtica.

La Tabla 15 resume un modelo simple de los tejidos oculares relevantes, como se ha mostrado por el Modelo de ojo humano 850 en la fig. 19. (La numeración de las superficies fue elegida para continuar la numeración de la Tabla 13, comenzando con la superficie 18, la superficie que conecta la interfaz de paciente 800 al tejido de la córnea). El tejido ocular puede ser modelado por una córnea de 0,6 mm de grueso (introducida 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 el cristalino (introducido a partir del humor acuoso a través de la superficie 20). Las separaciones de las superficies oculares son tratadas de manera similar a las separaciones de las superficies 1-16 de la lente.

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

Tabla 15

Los valores NA y S de las Tablas 14A-B fueron calculados utilizando este modelo del tejido ocular. Los modelos relacionados del ojo dan como resultado medidas de aberración comparables.

En otro aspecto separado, en algunas implementaciones del diseño óptico del sistema 1 completo de entrega de láser puede ser simplificado dejando algunas de las distorsiones y curvatura de campo sin corregir por medios ópticos.

La fig. 20 ilustra que en algunos sistemas este principio de diseño haría menos ventajosa la exactitud posicional del sistema quirúrgico. Los cuadraditos indican la posición de la mancha focal cuando un espejo del escáner XY 300 escanea en escalones de 1 grado y el escáner Z 450 escanea la profundidad focal Z moviendo el Extensor de Haz Móvil 500 en escalones de 5 mm. Visiblemente, el "plano focal", definido como las ubicaciones escaneadas en XY de la mancha focal mientras se mantiene la profundidad focal Z constante, está curvado. En la periferia lateral la profundidad de corte es más somera, consistente con el comportamiento conocido de lentes con curvatura de campo sin corregir.

De manera similar, si los espejos del escáner XY 300 son mantenidos fijos y el escáner Z 450 escanea la profundidad focal Z, la posición lateral de la mancha focal cambia. Para complicar más el diseño, ni la posición XY lateral radial ni la profundidad focal Z exhiben una dependencia lineal sobre las posiciones respectivas del escáner. En el plano XY estas distorsiones son denominadas distorsiones de barril o de alfiletero. (En muchas implementaciones, la tercera coordenada, el ángulo de azimut del escáner XY 300 se transfiere sin cambiar al ángulo de azimut de las posiciones focales, y por tanto será suprimido).

La fig. 21 ilustra cómo algunas implementaciones del sistema 1 de entrega de láser, ofrecen nuevas soluciones computacionales a los retos descritos. Las coordenadas del escáner están dadas en coordenadas esféricas (ζ , χ , ϕ) donde ζ es la posición del escáner Z 450, χ es un ángulo de inclinación del escáner XY 300 desde el eje óptico, y ϕ es el ángulo de azimut. Las posiciones de mancha focal están dadas por las coordenadas focales cilíndricas (z , r , ϕ), siendo z la profundidad focal Z, r la distancia radial desde el eje óptico, y ϕ el ángulo de azimut.

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

De manera similar, las posiciones de la mancha focal pueden estar caracterizadas por una matriz focal bidimensional S_{kl} , donde S_{kl} está relacionada a las coordenadas radial y focal de profundidad Z discretizadas (z_k, r_l). En términos de la matriz del escáner C_{ij} y de la matriz focal S_{kl} , el rendimiento óptico del sistema 1 de entrega de láser puede estar

caracterizado con una matriz de transferencia T_{ijkl} de cuatro dimensiones, que expresa cómo se transforman las coordenadas del escáner (ζ_i, χ_j) sobre las coordenadas focales (z_k, r_l) en general: $S=TC$, o en detalle:

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

5 Mientras la matriz de transferencia T_{ijkl} representa una conexión lineal entre la matriz del escáner C_{ij} y la matriz focal S_{kl} , en algunas otras implementaciones puede existir una relación no lineal entre la matriz de escáner C_{ij} y la matriz focal S_{kl} . En esas implementaciones la Ecuación (5) es reemplazada por una conexión no lineal.

10 El sistema 1 de entrega de láser puede estar diseñado para optimizar los elementos de la matriz de transferencia T mediante trazado de rayos computacional, calibración física, o una combinación de ambos. Una implementación de un método de calibración física está descrita en la Solicitud de Patente de los EE.UU. US20090131921, que podría ser utilizada con tal propósito.

Típicamente, la matriz de transferencia T puede invertirse, y puede ser utilizada para crear la matriz de transferencia inversa T^{-1} , que conecta elementos de la matriz focal S_{kl} a la matriz del escáner C_{ij} .

15 Alternativamente, en algunas realizaciones la matriz de transferencia inversa T^{-1} puede ser determinada directamente comenzando un proceso de diseño computacional con la matriz focal deseada S_{kl} en la región objetivo y utilizar por ejemplo trazado de rayos para reconstituir la matriz de escáner correspondiente C_{ij} .

Las figs. 21-22 ilustran tales relaciones. Estas figs. 21-22 son nomogramas, que ilustran qué coordenadas del escáner (ζ_i, χ_j) del escáner XY 300 o del escáner Z 450 pueden ser sintonizadas con el fin de enfocar el haz a las coordenadas focales (z_k, r_l) , mostradas en los ejes z y r .

20 La fig. 21 muestra el ángulo de inclinación χ del escáner XY 300, correspondiente a las coordenadas focales (z, r) . Como ejemplo, para conseguir una profundidad Z de $z=6$ mm, y una posición radial de $r=4$ mm, las líneas de trazos indican que puede ser utilizado un ángulo de inclinación del escáner XY de $\chi = 6,4$ grados.

25 La fig. 22 muestra que, para conseguir las mismas coordenadas focales $(z, r) = (4, 6)$, puede utilizarse una posición del escáner Z de $\zeta = 15,5$ mm. Computacionalmente, los nomogramas pueden ser almacenados en la memoria de ordenador como tablas de búsqueda. Los valores entre las coordenadas de búsqueda almacenadas pueden ser determinados rápidamente por interpolación lineal, o cuadrática bidimensional.

El conocimiento de la matriz de transferencia T y de su inversa T^{-1} permiten que realizaciones del sistema 1 de entrega de láser corrijan las aberraciones de la fig. 20 por métodos computacionales en lugar de por métodos ópticos. Estas realizaciones pueden incluir un controlador computacional, que puede controlar al menos uno del escáner XY 300 y del escáner Z 450 para controlar una distorsión óptica del sistema 1 de entrega de láser.

30 La fig. 23 ilustra que, por ejemplo, si se desea escanear a lo largo de un patrón de escaneado con distorsión óptica reducida en una región objetivo, por ejemplo, a lo largo de un plano focal aplanado a una profundidad focal Z predeterminada z , el controlador computacional puede realizar las operaciones del siguiente método 900 de control computacional:

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

(920) - calcular, o recordar a partir de una memoria almacenada al menos una de las coordenadas de escáner (ζ_i, χ_j) y los elementos de la matriz de escáner C_{ij} correspondiente a las coordenadas focales (z_k, r_l) de entrada o elementos de la matriz focal S_{kl} , utilizando una matriz de transferencia inversa predeterminada $(T^{-1})_{ijkl}$; y

40 (930) - controlar al menos uno del escáner Z 450 y del escáner XY 300 de acuerdo con las coordenadas del escáner calculadas (ζ_i, χ_j) para escanear la mancha focal de acuerdo con las coordenadas focales (z_k, r_l) de entrada o elementos de la matriz focal S_{kl} .

Los sistemas de entrega de láser que tienen tal controlador computacional pueden reducir una distorsión óptica con relación a los mismos sistemas de láser o sistemas similares sin tales controladores. El grado de reducción puede ser tanto como un 10% en algunas realizaciones, y como mucho un 30% en otras realizaciones.

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

En algunas implementaciones, el controlador computacional realiza estas funciones en cooperación con los otros bloques del sistema de entrega de láser, incluyendo el pre-compensador 200, el escáner XY 300, el escáner Z 450 y el objetivo 700, utilizando posiblemente cualquiera de sus características antes descritas.

5 El número de posibles implementaciones análogas es muy grande, basándose en el principio de control computacional para reducir aberraciones ópticas. Por ejemplo, el controlador computacional en algunas realizaciones puede ser capaz de escanear la mancha 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.

10 Aunque este documento contiene muchas especificidades, éstas no deberían ser consideradas como limitaciones en el marco de una invención o de lo que pueda ser reivindicado, sino en su lugar como descripciones de características específicas de realizaciones particulares de la invención. Ciertas características que están descritas en este documento en el contexto de realizaciones separadas pueden también ser implementadas en combinación en una única realización. Inversamente, distintas características que están descritas en el contexto de una única realización pueden también ser implementadas en múltiples realizaciones por separado o en cualquier sub-combinación adecuada. Además, aunque pueden describirse características anteriormente como que actúan en ciertas combinaciones e incluso inicialmente reivindicadas como tal, una o más características procedentes de una combinación reivindicada pueden en algunos casos ser sacadas de la combinación, y la combinación reivindicada puede ser dirigida a una sub-combinación o a una variación de una sub-combinación.

15 Se han descrito varias implementaciones de técnicas, aparatos y sistemas quirúrgicos de láser guiados por imágenes. Sin embargo, pueden hacerse variaciones y mejoras de las implementaciones descritas y otras implementaciones basándose en lo que se ha descrito.

20

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de láser oftálmico, que comprende:
 una fuente láser (100) que genera un haz láser de impulsos de láser;
 un escáner XY (300) que escanea el haz láser en direcciones transversales a un eje Z;
- 5 un escáner Z (450) que escanea el haz láser a lo largo del eje Z e incluye
 un escáner Z continuo (250b) que proporciona un escaneo continuo del haz láser a lo largo del eje Z; y
 un escáner incremental Z (450b) que proporciona escaneo incremental del haz láser a lo largo del eje Z, teniendo el escáner incremental Z (450b) una o más etapas variables (481(i)),
 caracterizado por que
- 10 las etapas variables están configuradas para ser posicionadas dentro y fuera de una trayectoria del haz láser.
2. El sistema de láser oftálmico de la reivindicación 1, en donde:
 el escáner incremental Z (450b) está configurado para escanear en Z una profundidad de foco del sistema láser oftálmico de una manera incremental por escalones Z (463(i)); y
 el escáner continuo Z (250b) está configurado para escanear en Z la profundidad de foco del sistema láser oftálmico de una manera continua en rangos de escaneo continuos (464(i)) correspondientes a los escalones Z.
- 15 3. El sistema de láser oftálmico de la reivindicación 2, en donde:
 el escáner Z (450) está configurado de modo que los rangos de escaneo continuos (464(i)) son mayores que uno o más escalones Z, mediante lo cual
 los rangos de escaneo continuo en los que la profundidad de foco puede ser escaneada en Z con el escáner continuo Z (250b) en escalones Z contiguos se solapan; y
 un operador del sistema láser oftálmico es capaz de escanear en Z la profundidad de foco en un rango de escaneo en Z casi continuo.
- 20 4. El sistema de láser oftálmico de la reivindicación 1, en donde:
 un rango de escaneo en Z total tiene una longitud comprendida dentro de uno de los intervalos de 0-5 mm, 5-10 mm, y 0-15 mm.
- 25 5. El sistema de láser oftálmico de la reivindicación 1, en donde:
 el escáner incremental Z (450b) es capaz de ajustar la profundidad de foco
 a un nivel corneal Z (465(c)), permitiendo que un cirujano lleve a cabo un procedimiento oftálmico corneal en el rango de escaneo continuo alrededor del nivel corneal Z; y
- 30 a uno o más niveles Z de cristalino (465(i)), permitiendo que el cirujano lleve a cabo un procedimiento oftálmico del cristalino en rangos de escaneo continuo alrededor de uno o más niveles Z de cristalino.
6. El sistema de láser oftálmico de la reivindicación 1, en donde:
 el escáner Z (450) está configurado para mantener una aberración del haz láser mejor que un valor de umbral en una región objetivo (461).
- 35 7. El sistema de láser oftálmico de la reivindicación 6, en donde:
 la aberración del sistema láser oftálmico puede estar caracterizada por una relación de Strehl S; y
 la relación de Strehl S es mayor que un valor de umbral S(umbral) en la región objetivo (461); en donde
 S(umbral) es uno de los valores de entre 0,6, 0,7, 0,8, y 0,9.
8. El sistema de láser oftálmico de la reivindicación 7, en donde:
 la relación de Strehl S es mayor que S(umbral) en uno o más de cinco puntos de referencia en la región objetivo (461),
 en donde
- 40

los cinco puntos de referencia son determinados por sus coordenadas cilíndricas (z, r) en la región objetivo como $P1=(0,0)$, $P2=(2,6)$, $P3=(5,0)$, $P4=(8,0)$, $P5=(8,3)$, todas en milímetros, en cualquier ángulo de azimut ϕ , con relación al frente y centro de la región objetivo que está en $(0,0)$.

9. El sistema de láser oftálmico de la reivindicación 6, en donde:

- 5 la aberración del sistema láser oftálmico puede estar caracterizada por un radio de punto focal r_f ; y
 el radio r_f de punto focal es menor que un valor de umbral $r_f(\text{umbral})$ en la región objetivo (461); en donde
 $r_f(\text{umbral})$ es uno de entre 2, 3, 4, 5 y 6 micrones.

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

- 10 el radio r_f de punto focal es menor que $r_f(\text{umbral})$ en uno o más de cinco puntos de referencia en la región objetivo (461), en donde

los cinco puntos de referencia son determinados por sus coordenadas cilíndricas (z, r) en la región objetivo como $P1=(0,0)$, $P2=(2,6)$, $P3=(5,0)$, $P4=(8,0)$, $P5=(8,3)$, todas en milímetros, en cualquier ángulo de azimut ϕ , con relación al frente y centro de la región objetivo que está en $(0,0)$.

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

- 15 diferentes etapas variables (481(i)) están configuradas para mover la profundidad de foco proporcionalmente a una longitud de escalón Z básico multiplicada por diferentes potencias de 2.

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

la etapa variable (481(i)) puede ser movida en la trayectoria del haz láser por al menos uno de: un deslizador mecánico, un accionador mecánico, un brazo giratorio, y un aparato electromecánico.

- 20 13. El sistema de láser oftálmico de la reivindicación 1, en donde:

el escáner Z (450) está configurado para variar una profundidad de foco Z y una abertura numérica del haz láser de manera esencialmente independiente una de otra.

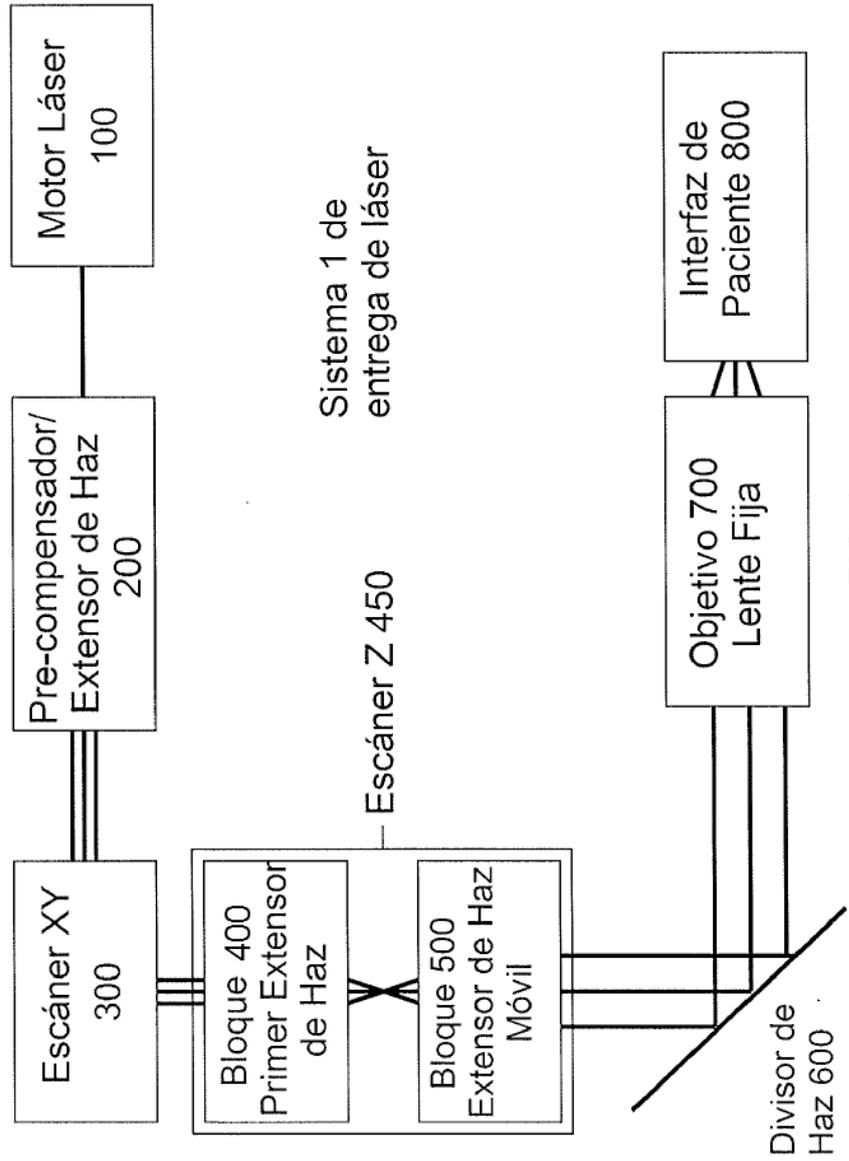


FIG. 1

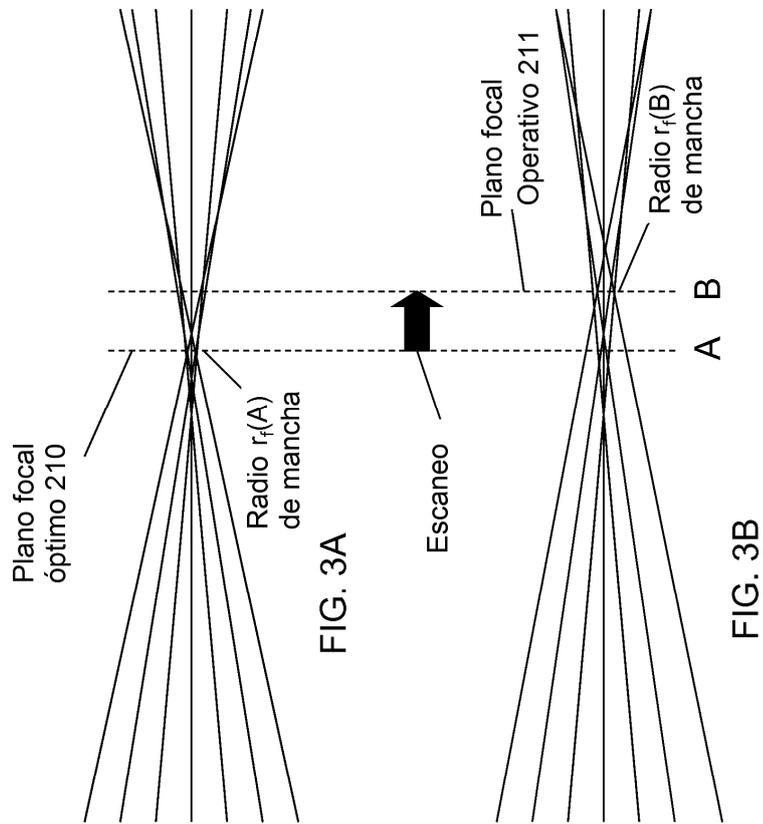


FIG. 3A

FIG. 3B

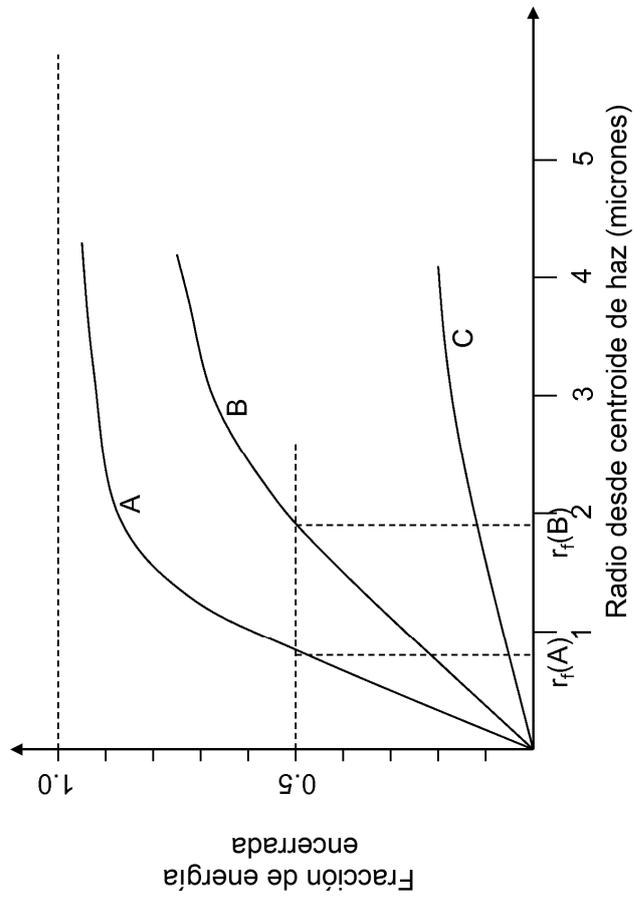


FIG. 3C

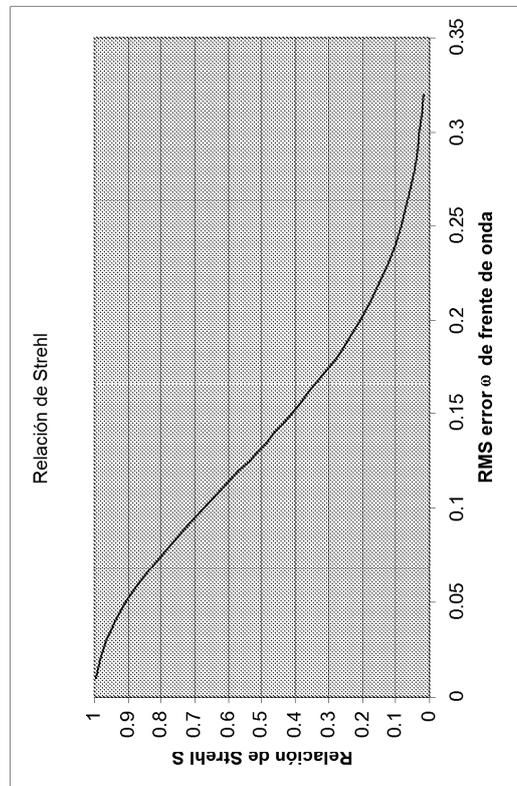


FIG. 4

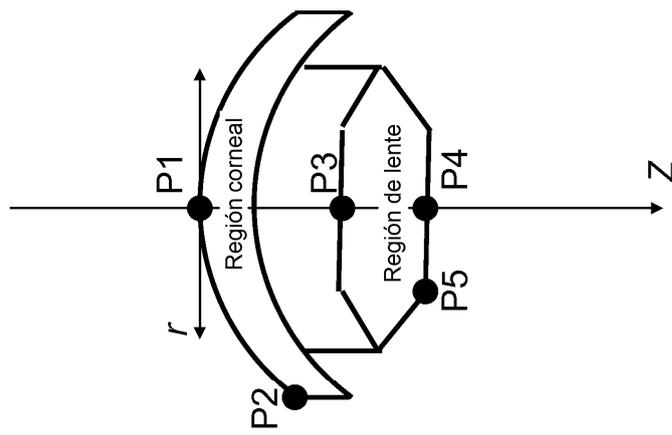


FIG. 5

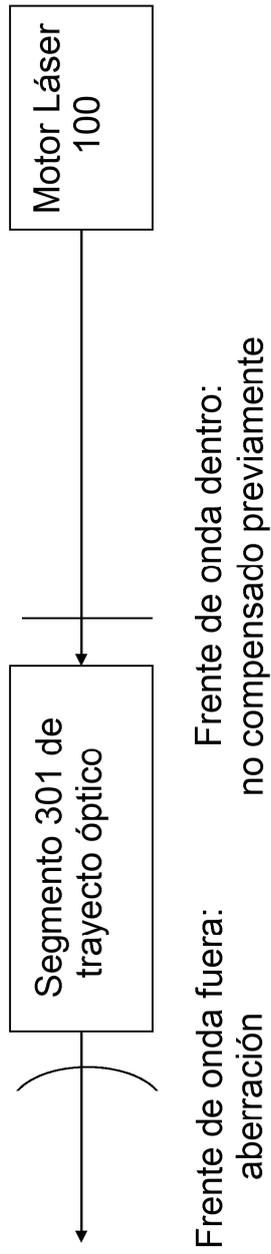


FIG. 6A

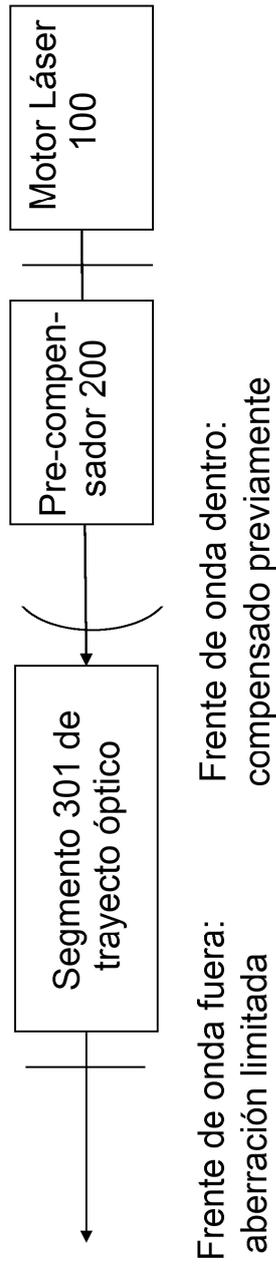


FIG. 6B

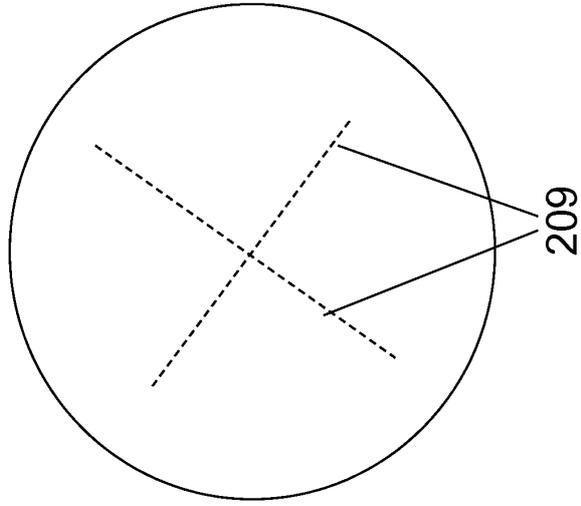


FIG. 7B

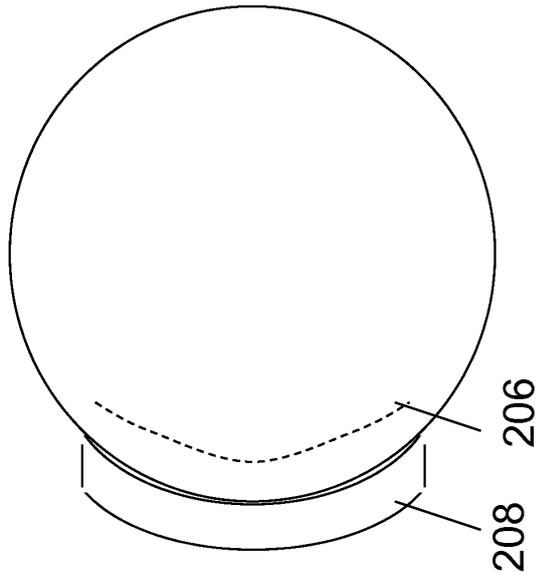


FIG. 7A

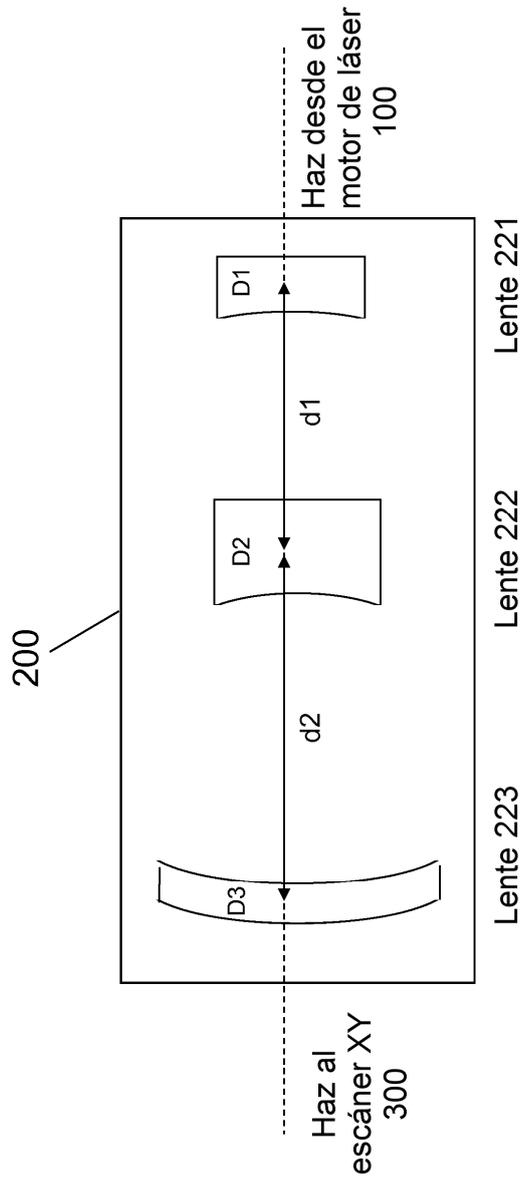


FIG. 8A

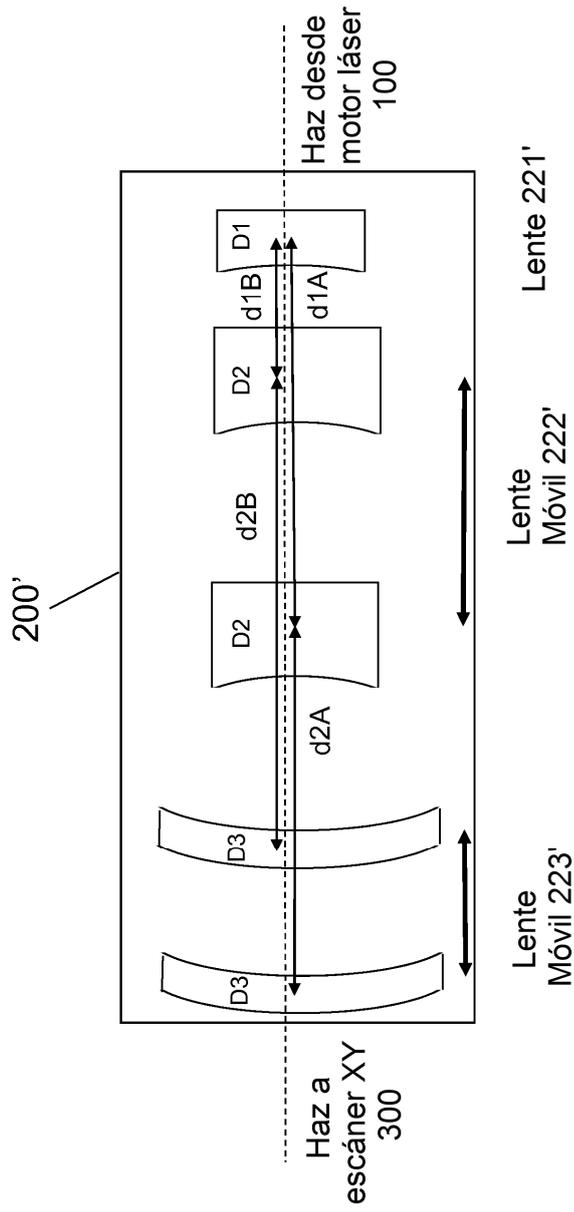


FIG. 8B

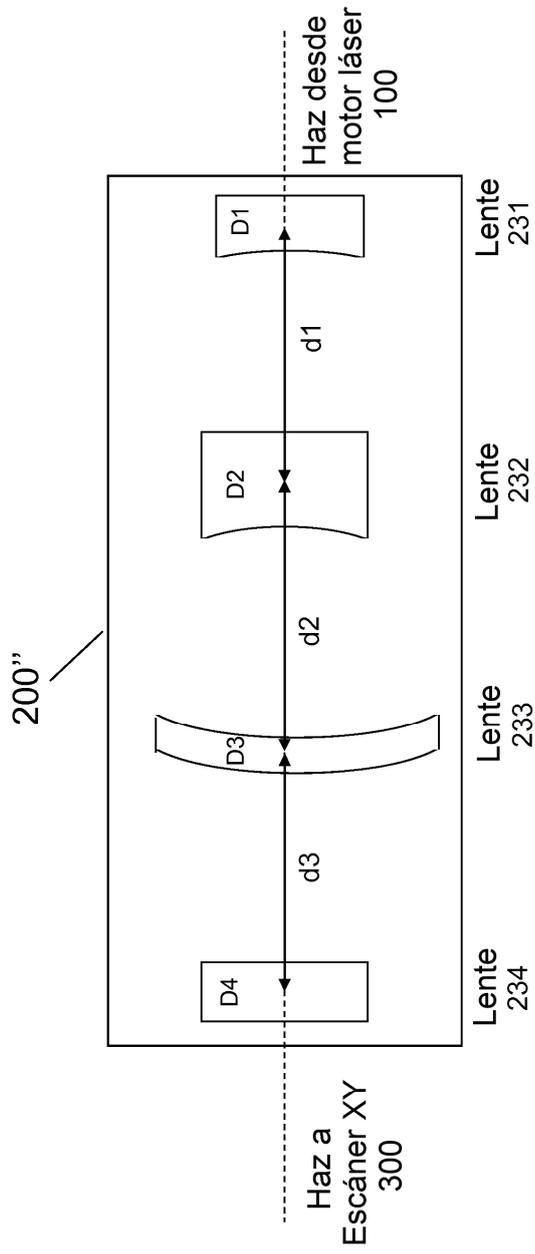


FIG. 8C

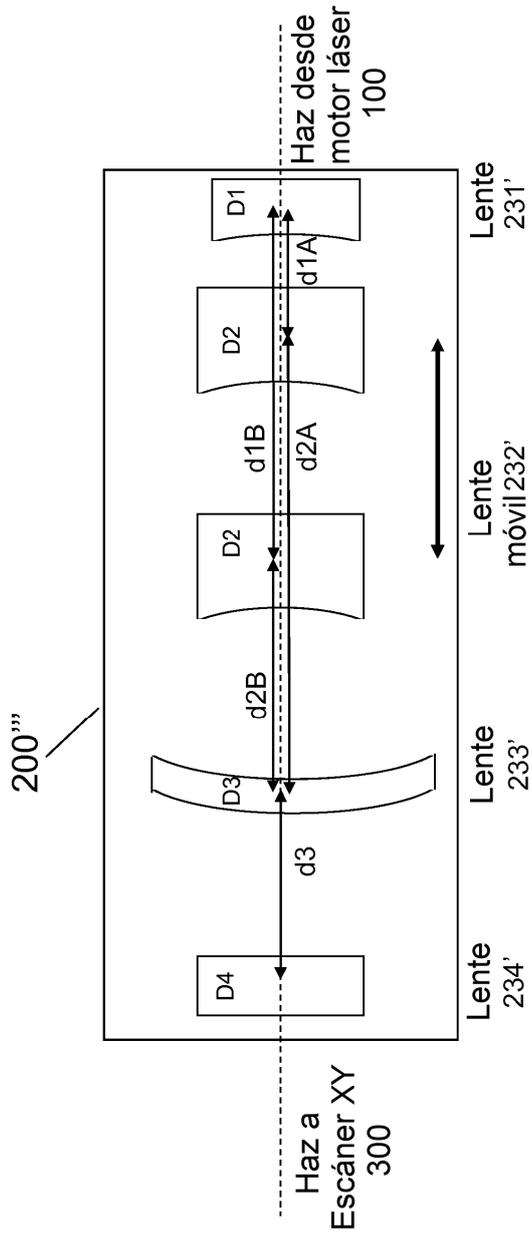


FIG. 8D

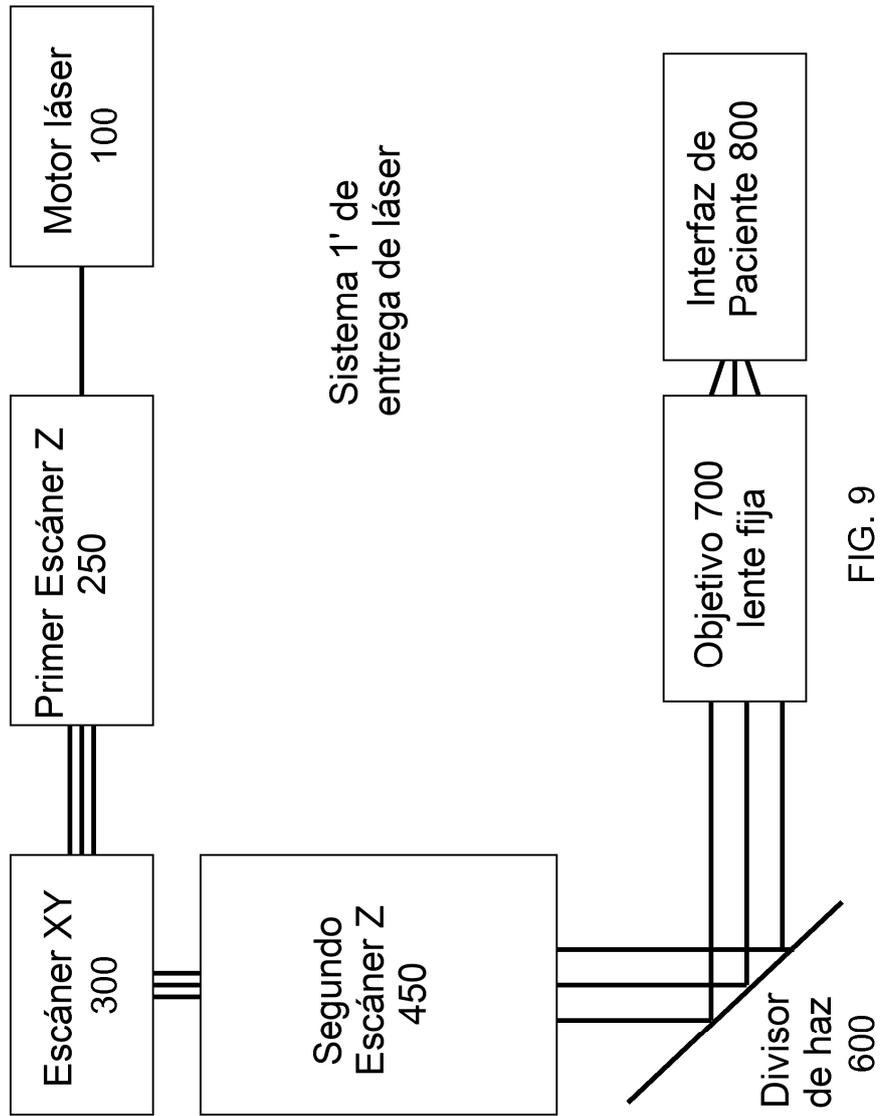


FIG. 9

	0 ajustador de NA	1 controlador de NA antes de escáner XY	1 controlador de NA después de escáner XY	2 controladores de NA
0 escáner de profundidad Z (profundidad Z fija)		Control de NA durante escaneo en XY	Control de NA durante escaneo en XY	Control de NA durante escaneo en XY
1 escáner de profundidad Z antes de escáner XY	escaneo en Z	- escaneo en Z - Control de NA	- escaneo en Z - Control de NA	- escaneo en Z - Control de NA
1 escáner de profundidad Z después de escáner XY	escaneo en Z	- escaneo en Z - Control de NA	- escaneo en Z - Control de NA	- escaneo en Z - Control de NA
2 escáneres de profundidad Z	escaneo en Z a dos velocidades	- escaneo en Z a dos velocidades - Control de NA	- escaneo en Z a dos velocidades - Control de NA	- escaneo en Z a dos velocidades - Control de NA

FIG. 10

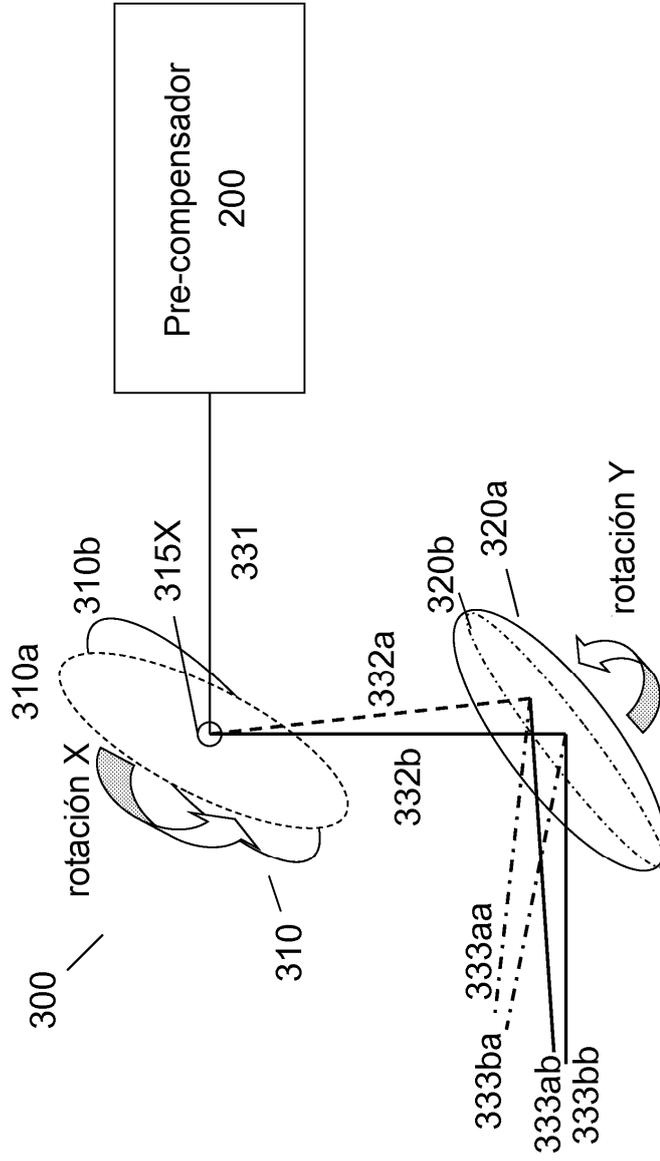


FIG. 11A

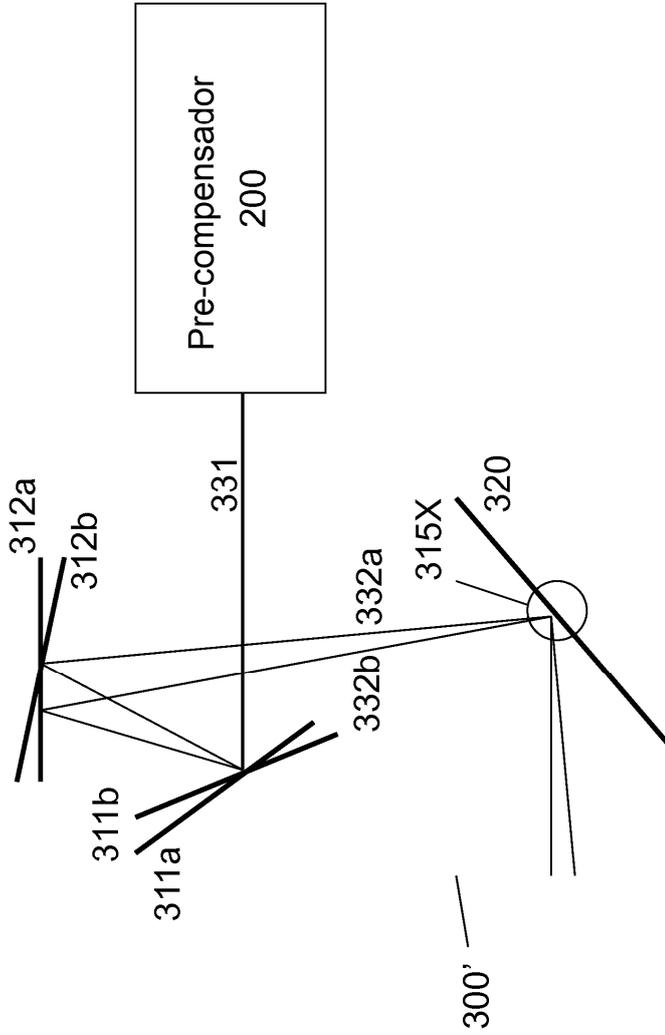


FIG. 11B

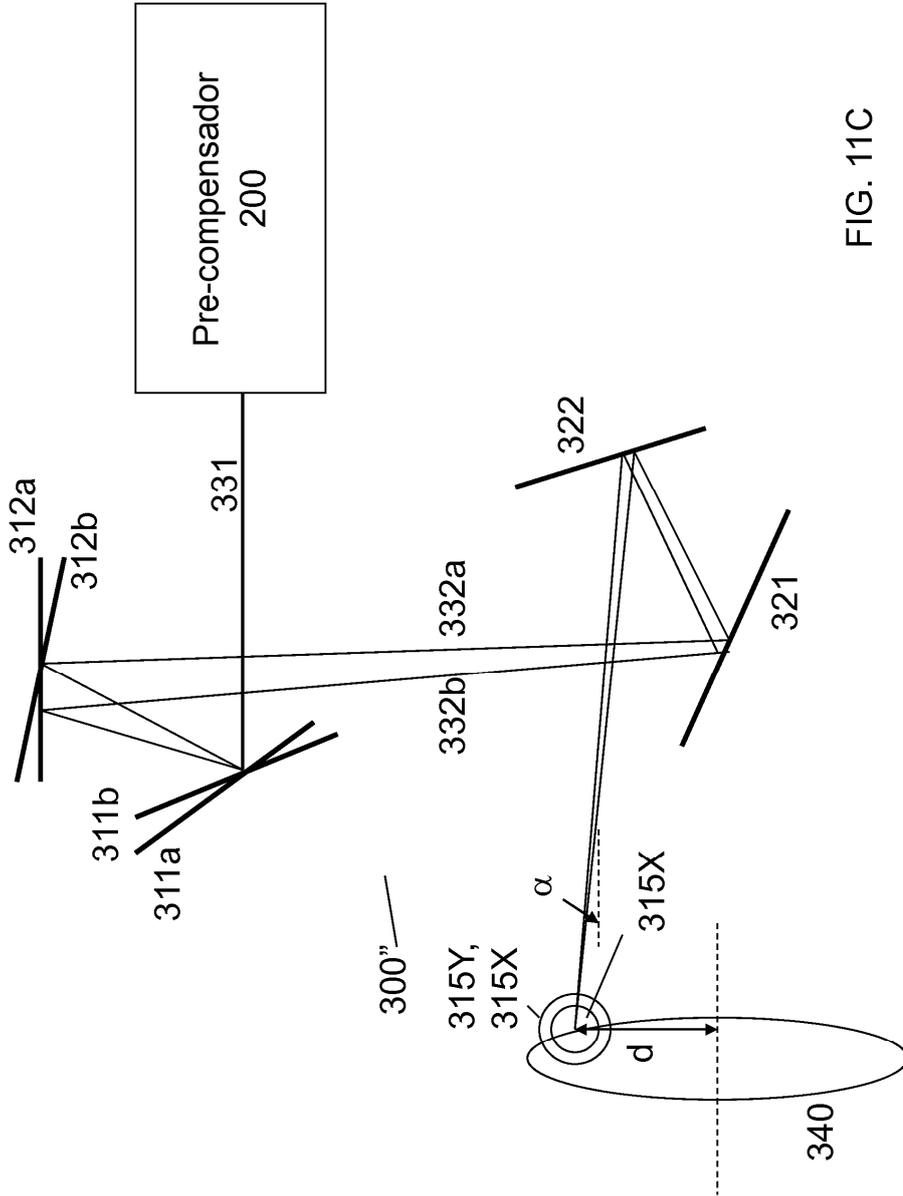


FIG. 11C

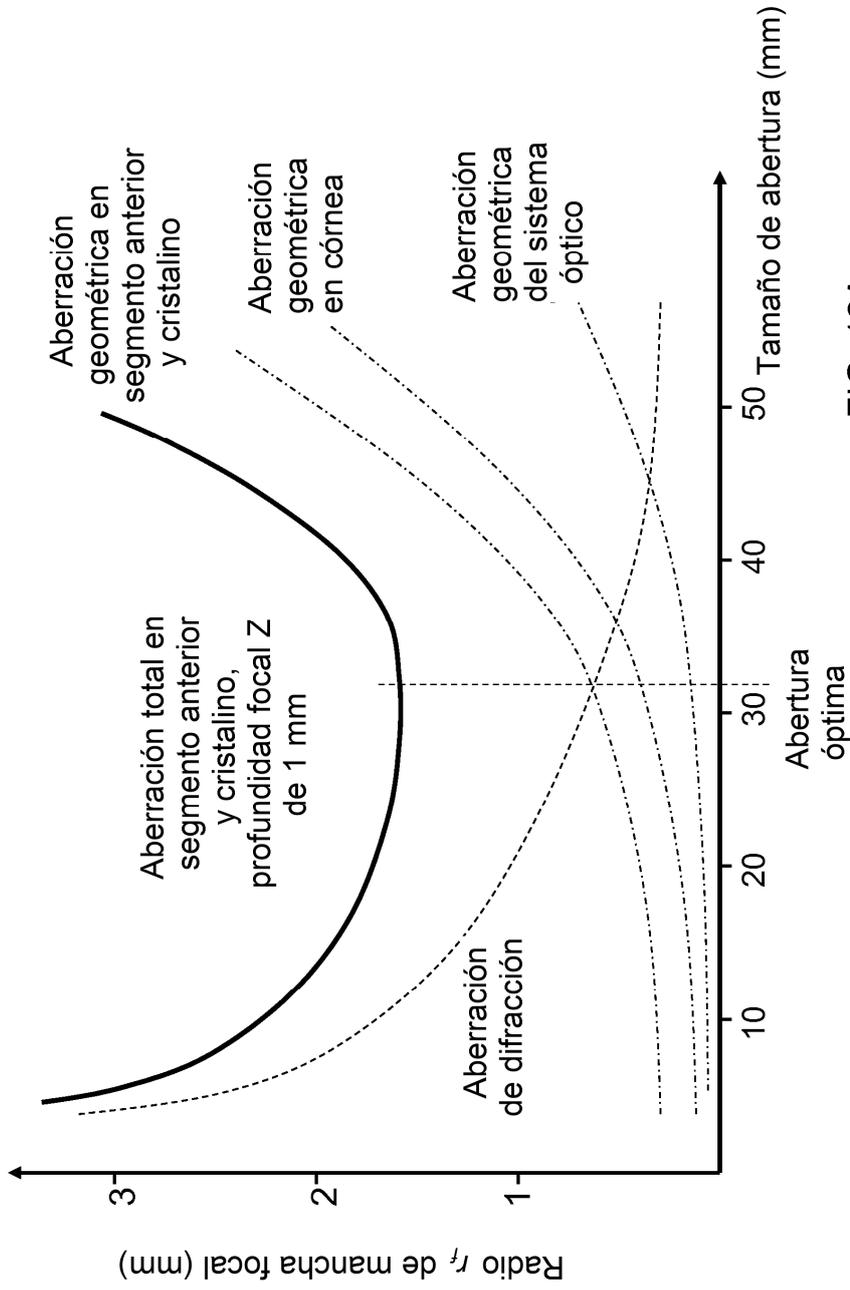


FIG. 12A

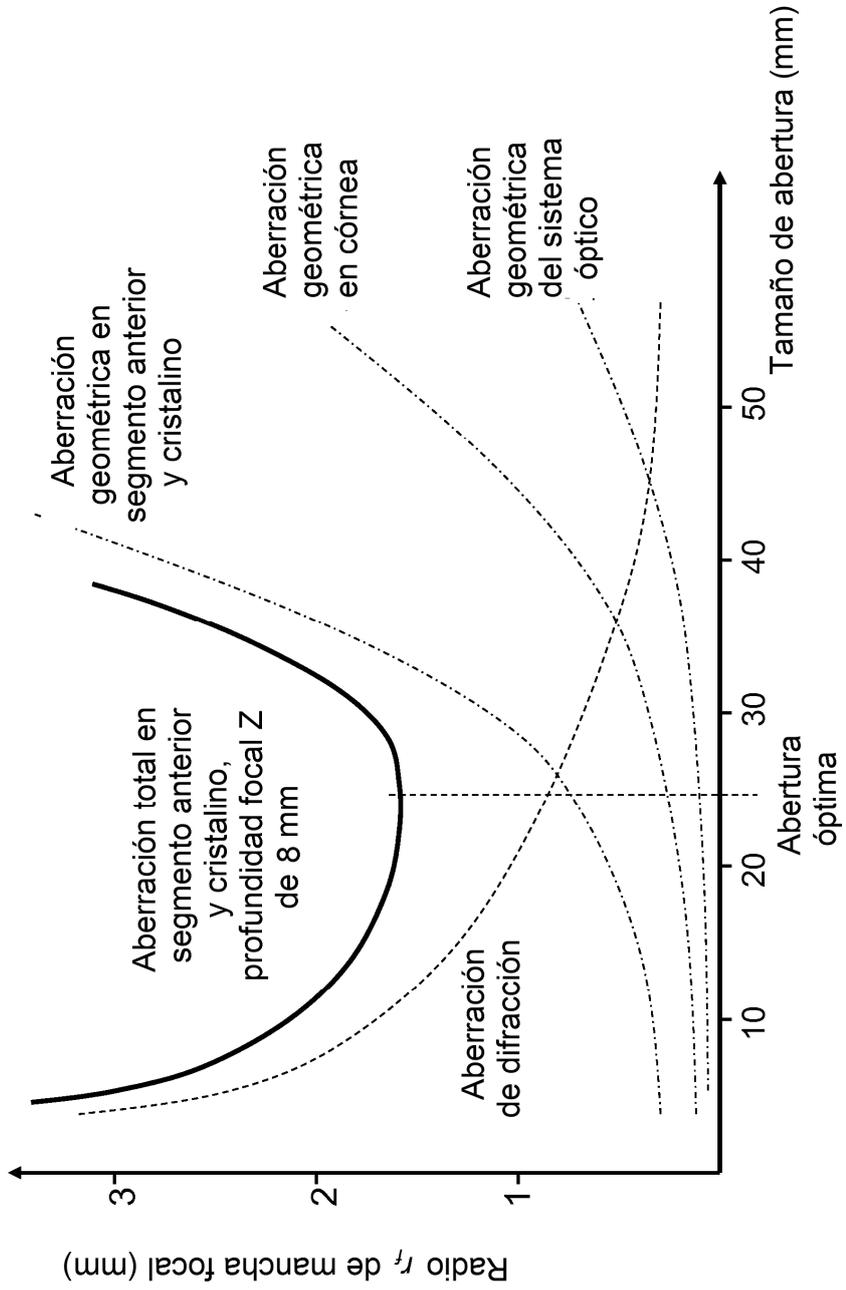


FIG. 12B

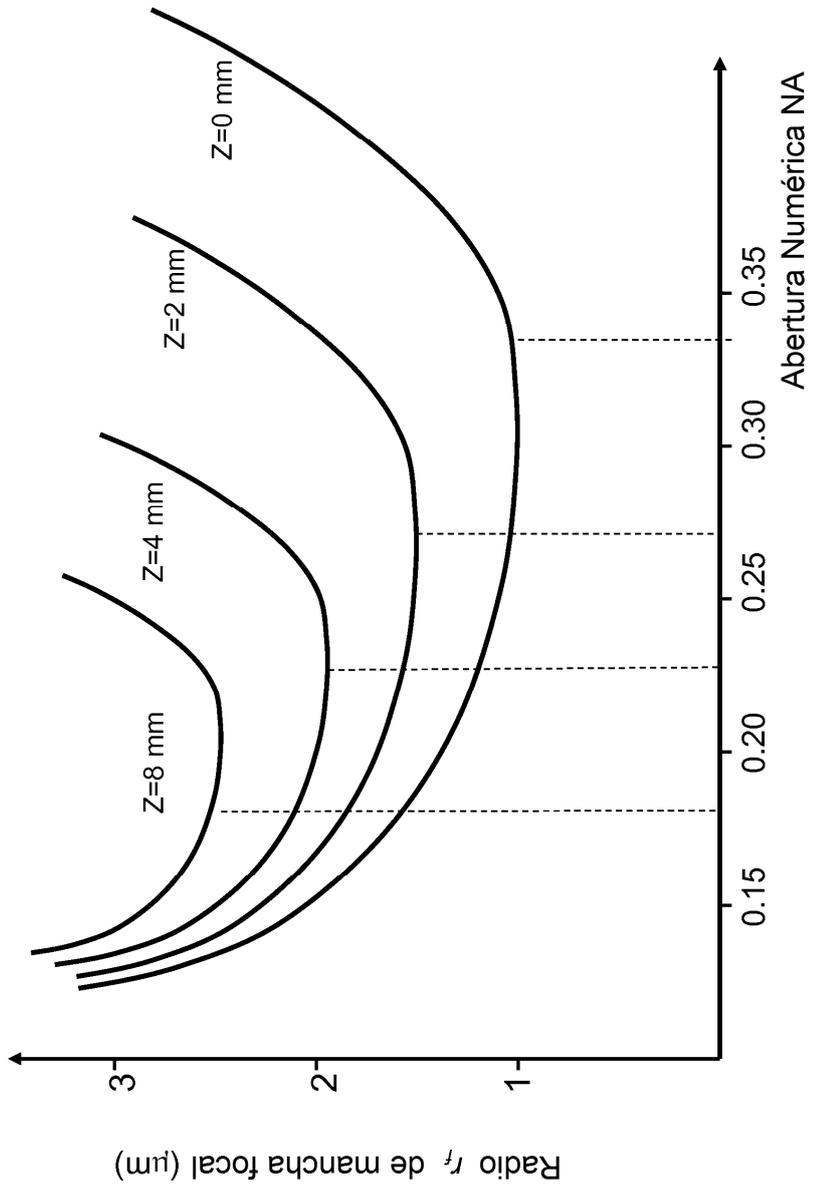


FIG. 12C

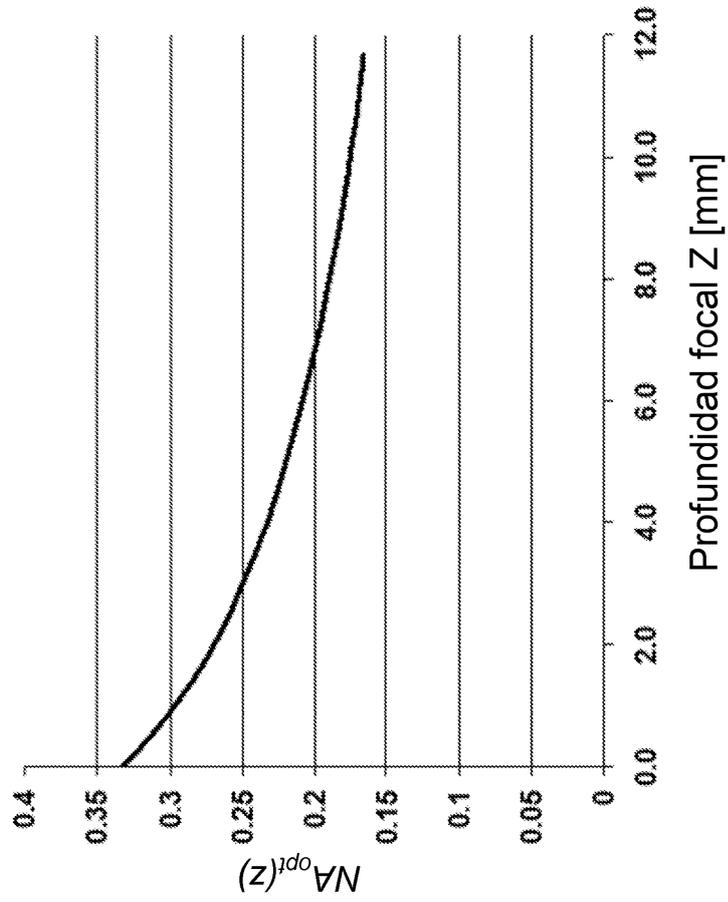
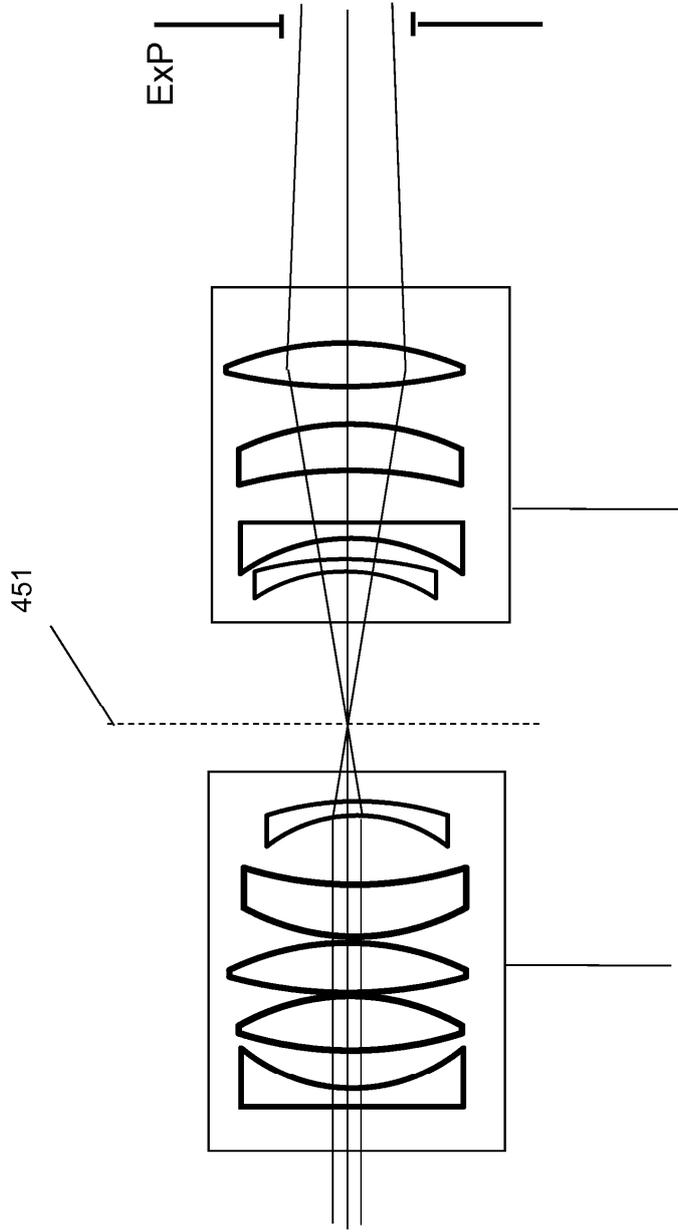
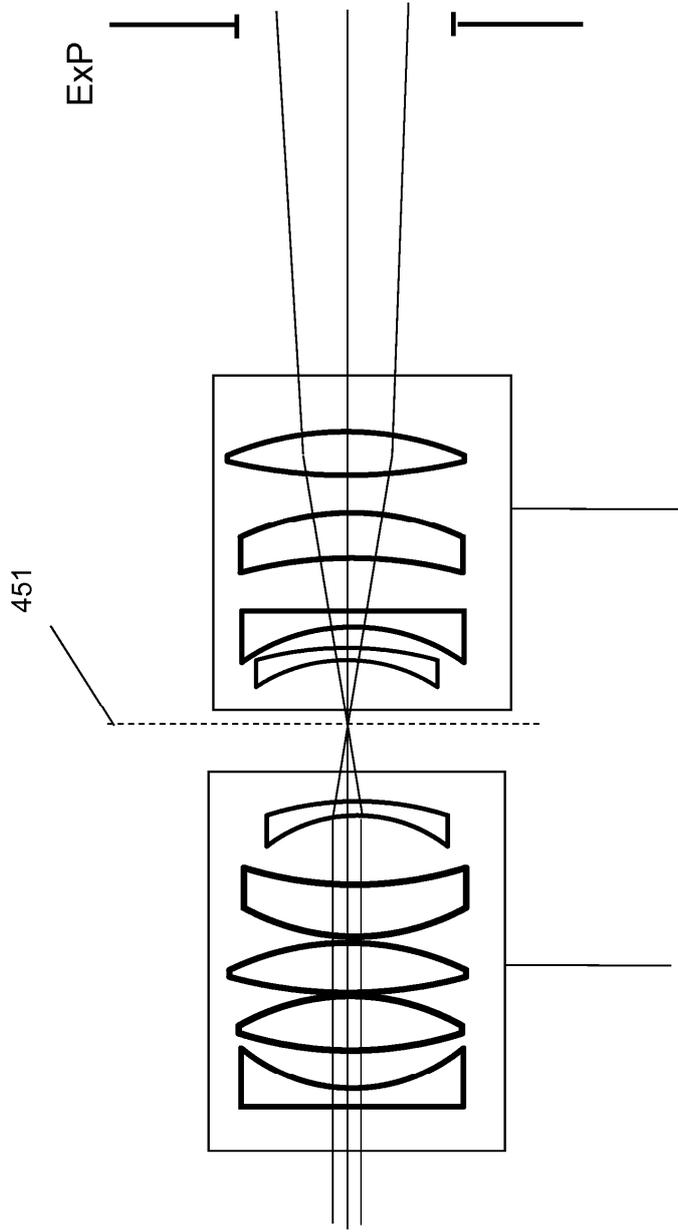


FIG. 12D



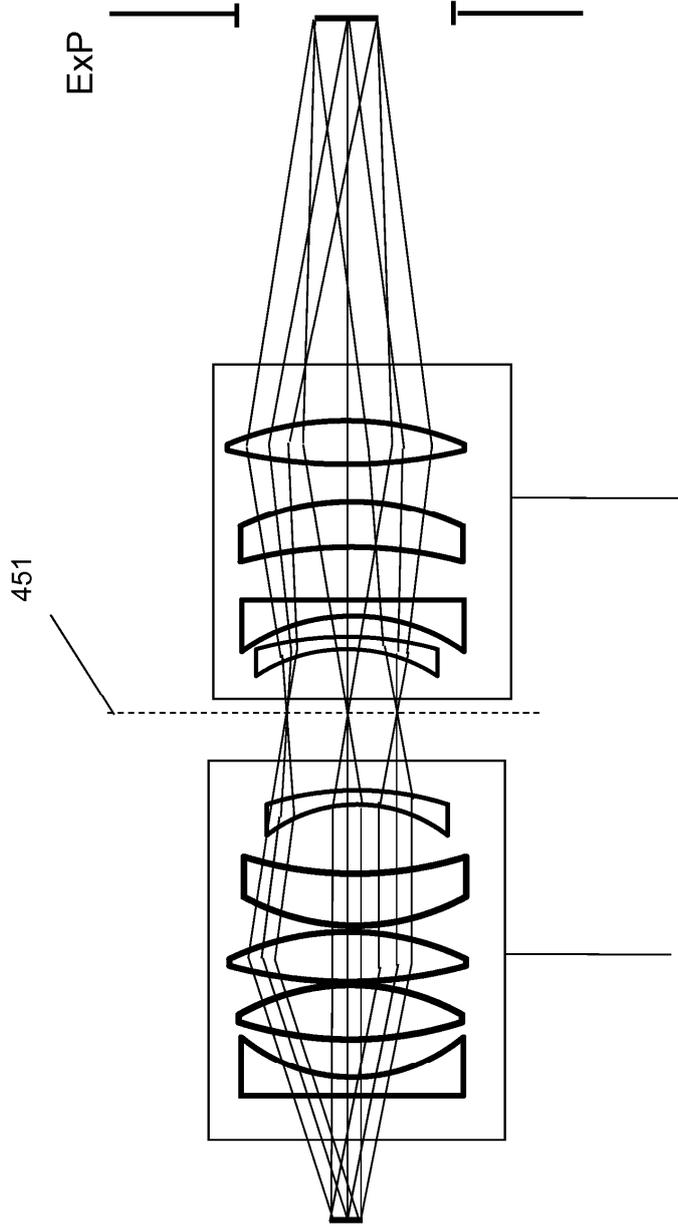
Bloque 400 Primer Extensor de Haz Bloque 500 Extensor de Haz Móvil

FIG. 13A



Bloque 400 Primer Extensor de Haz Bloque 500 Extensor de Haz Móvil

FIG. 13B



Bloque 400 Primer Extensor de Haz Bloque 500 Extensor de Haz Móvil

FIG. 14

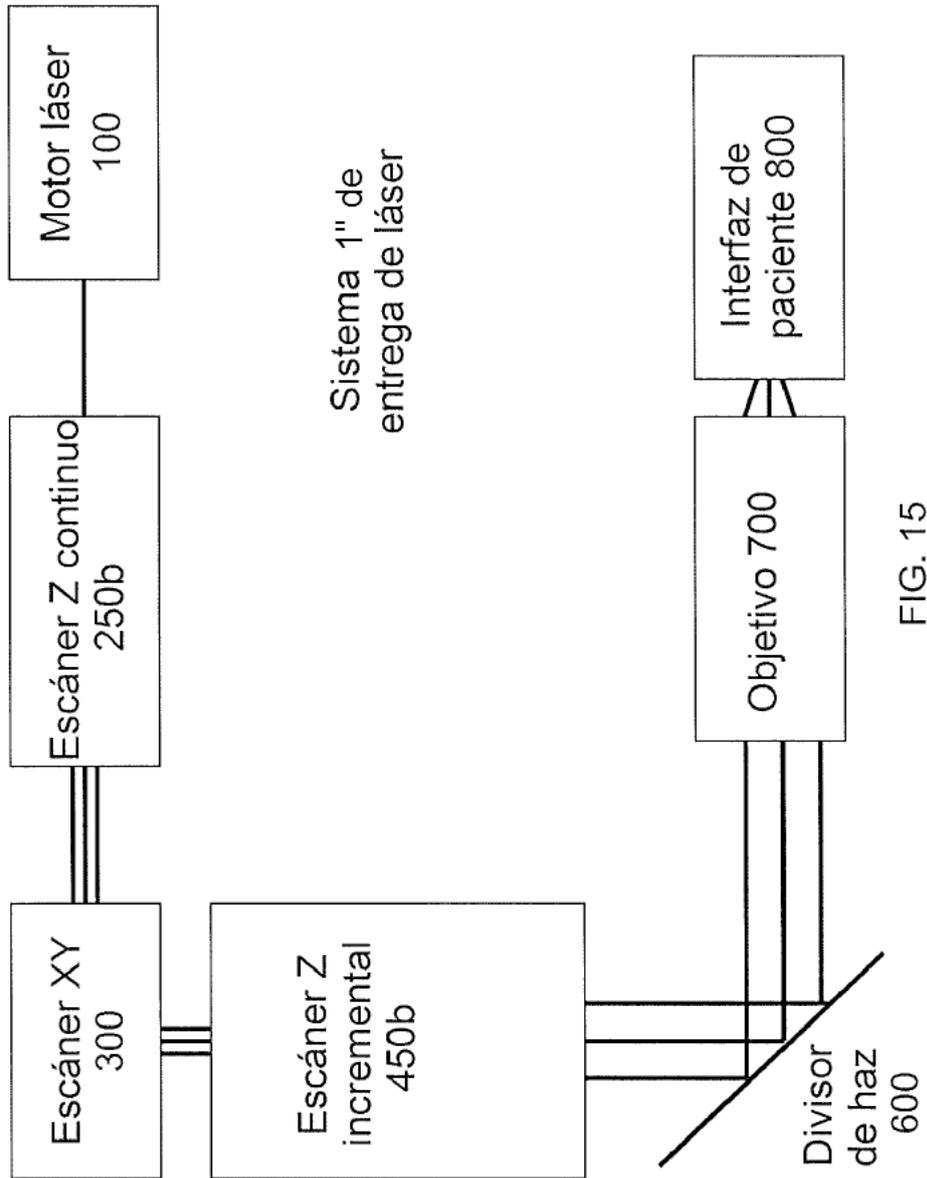


FIG. 15

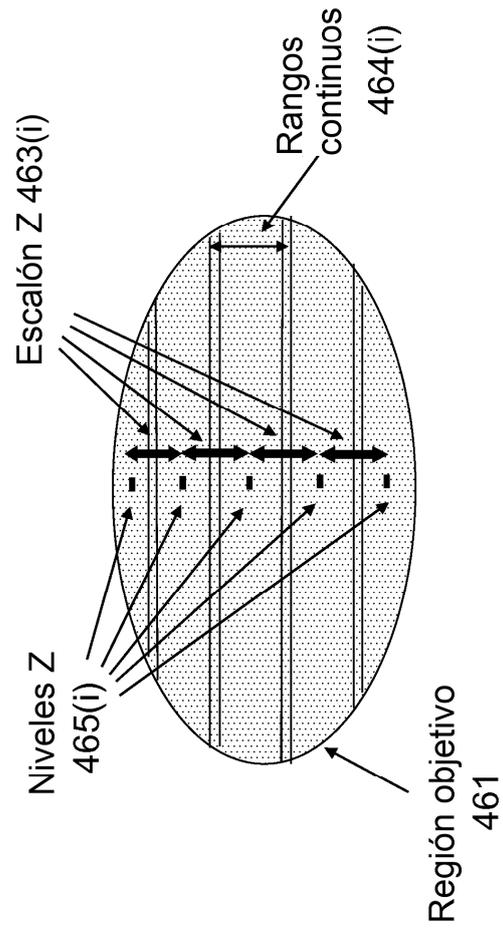


FIG. 16A

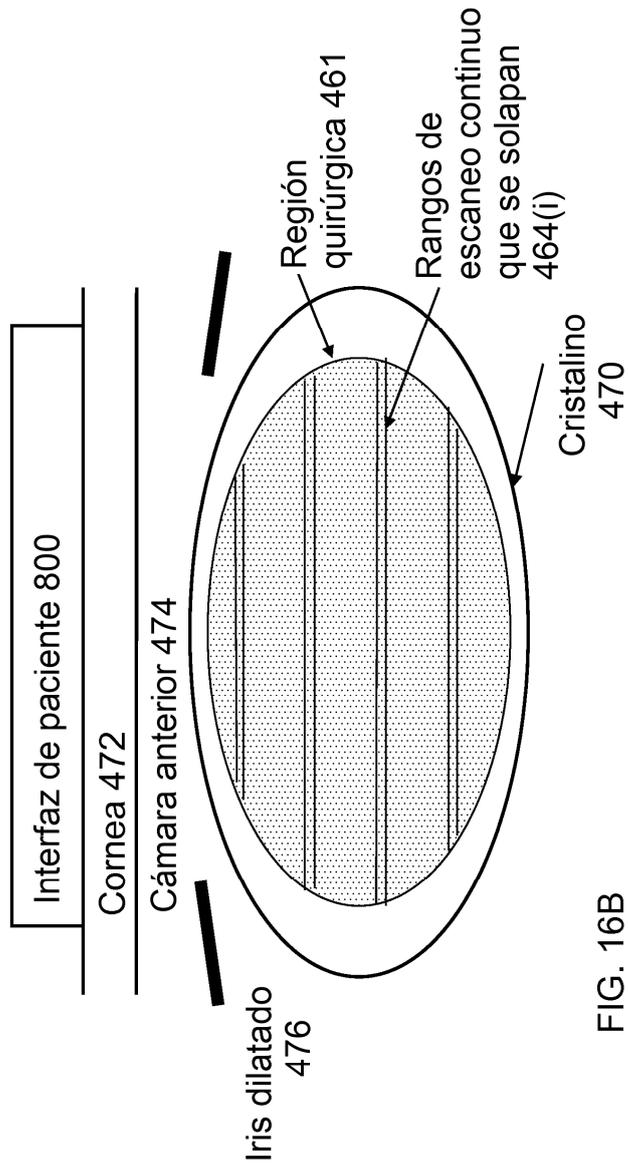


FIG. 16B

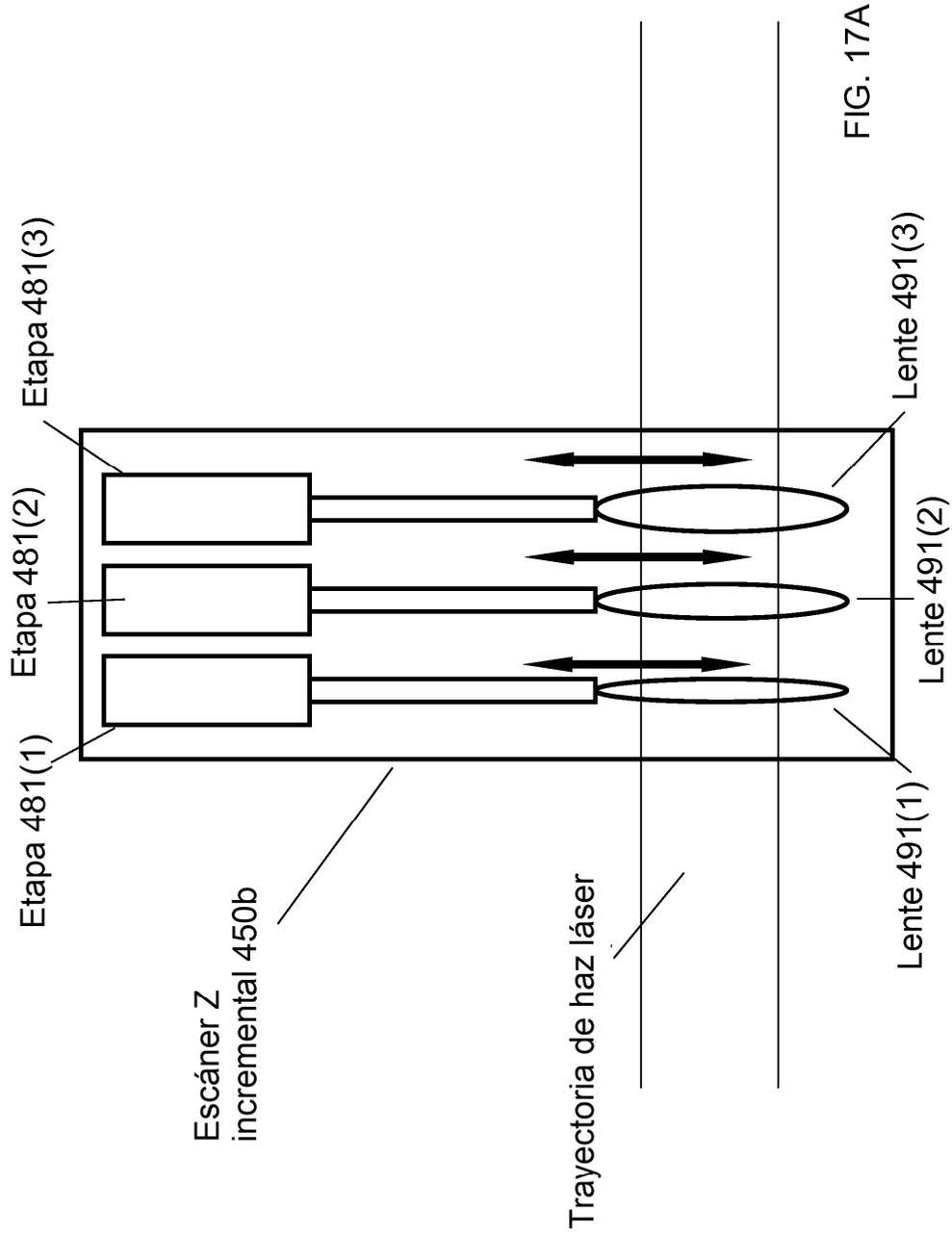


FIG. 17A

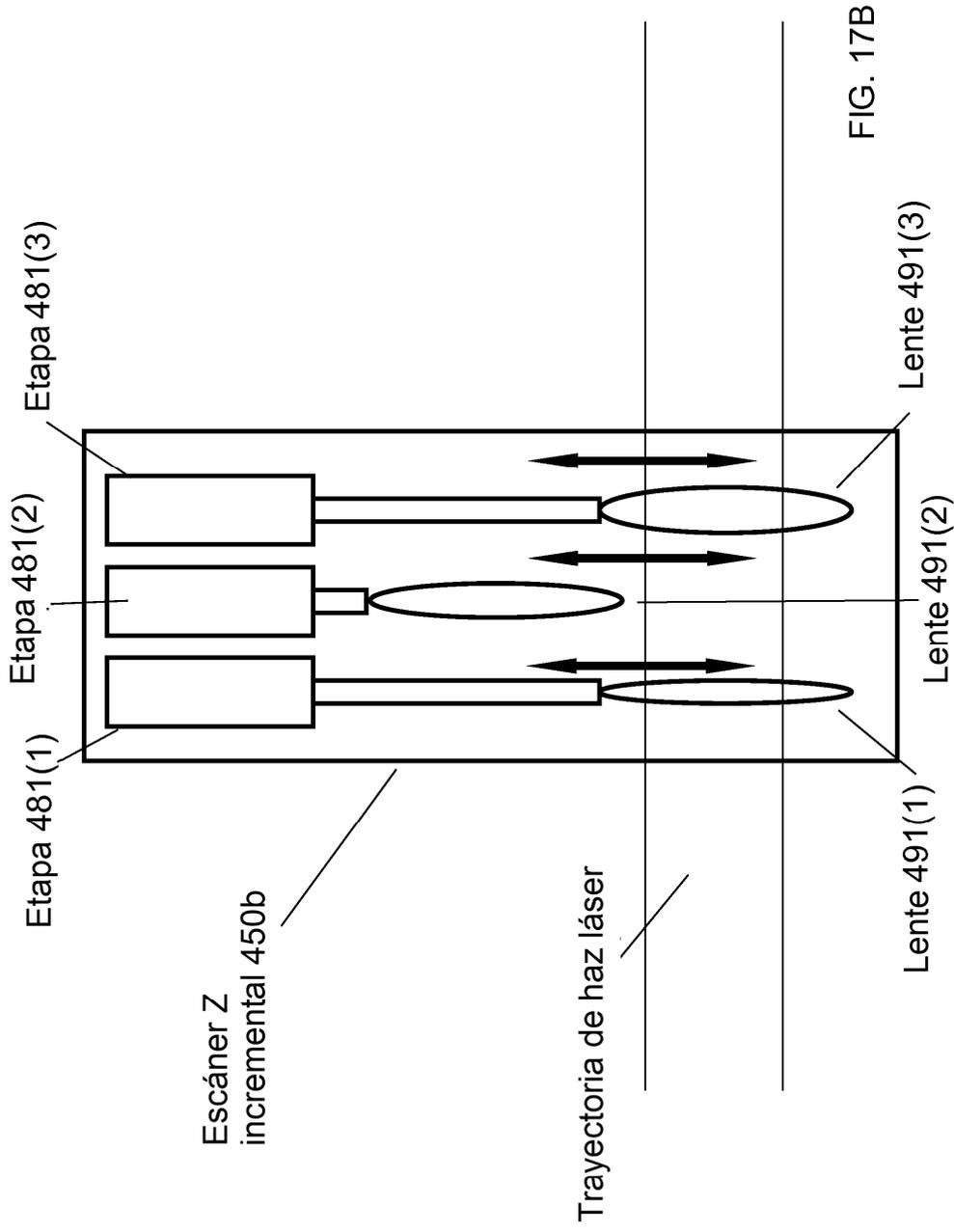


FIG. 17B

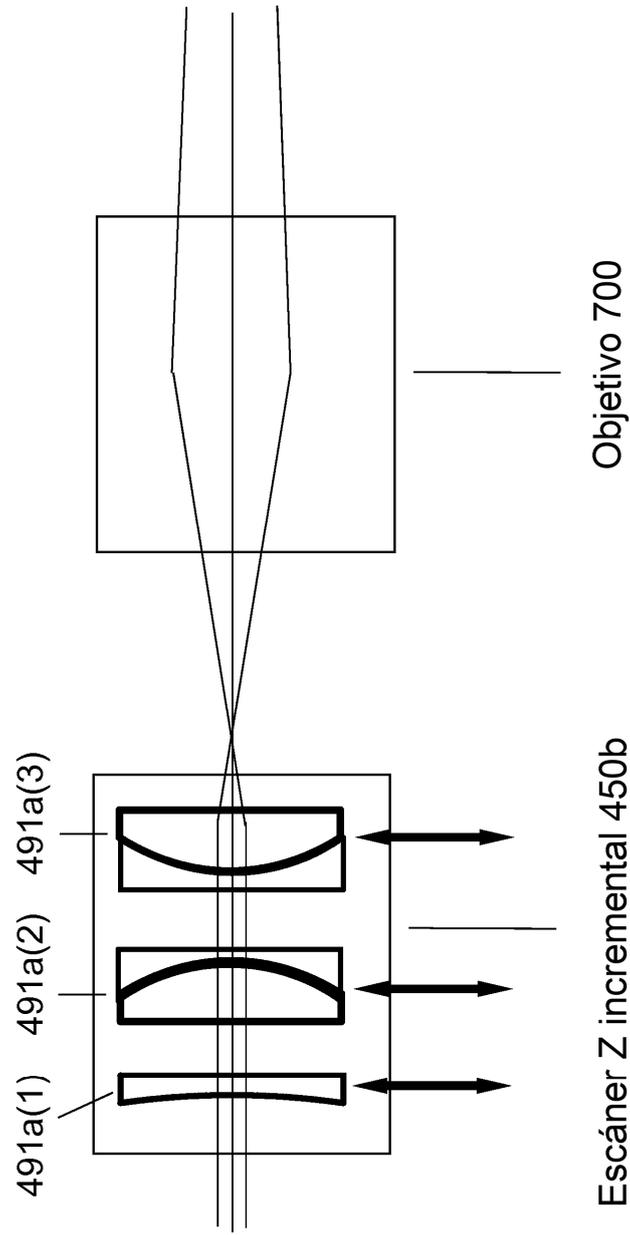


FIG. 18

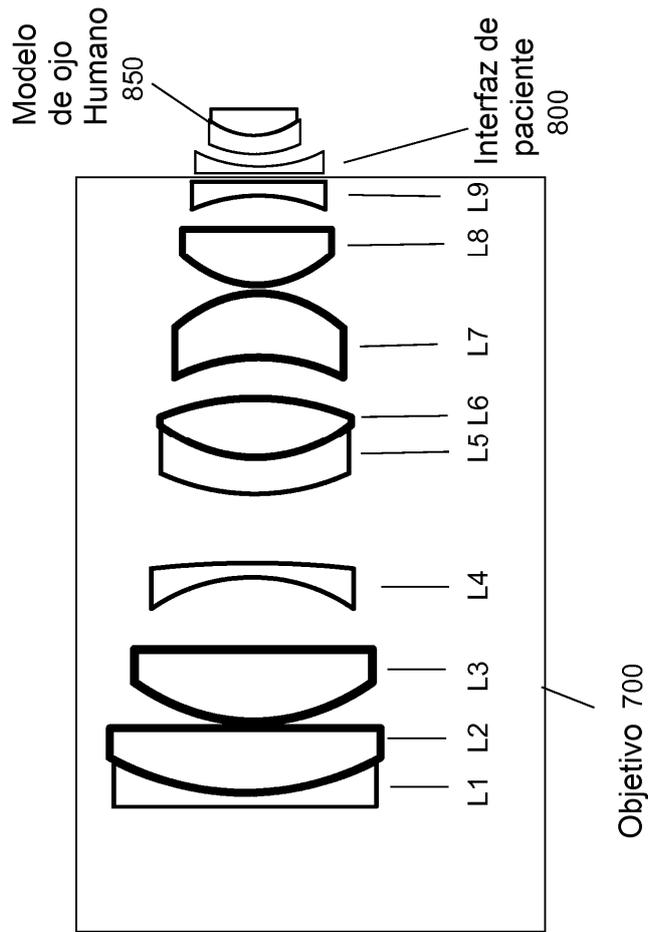


FIG. 19

Escalones de 5 mm para Extensor de Haz Móvil 500

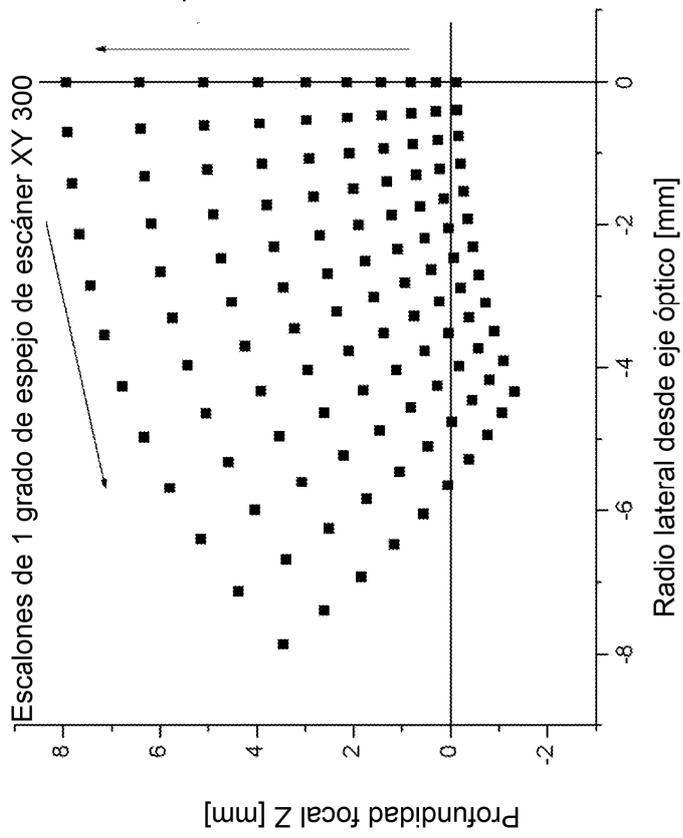


FIG. 20

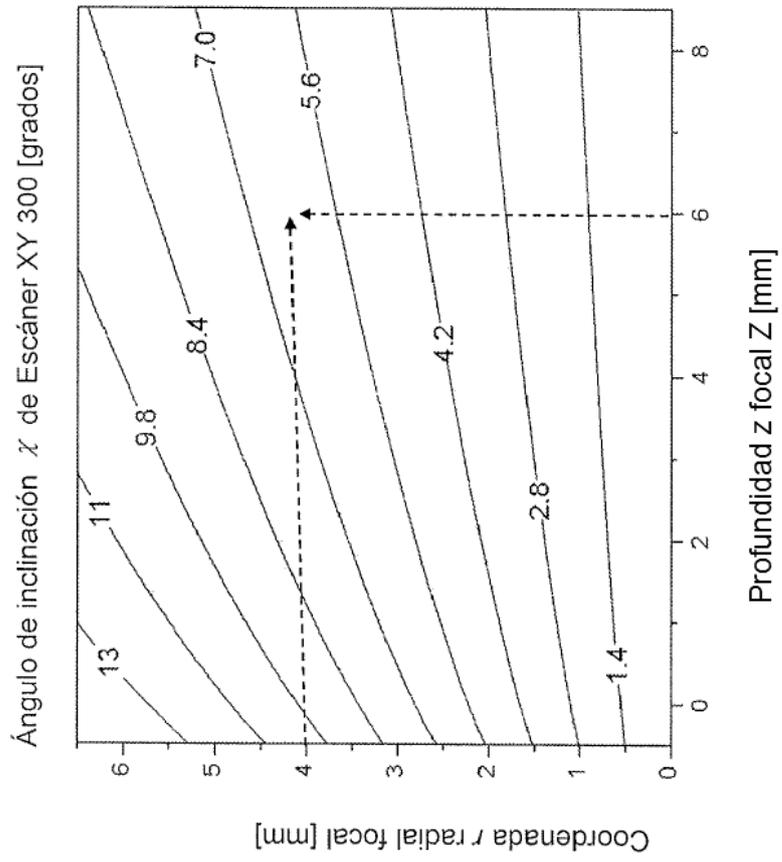


FIG. 21

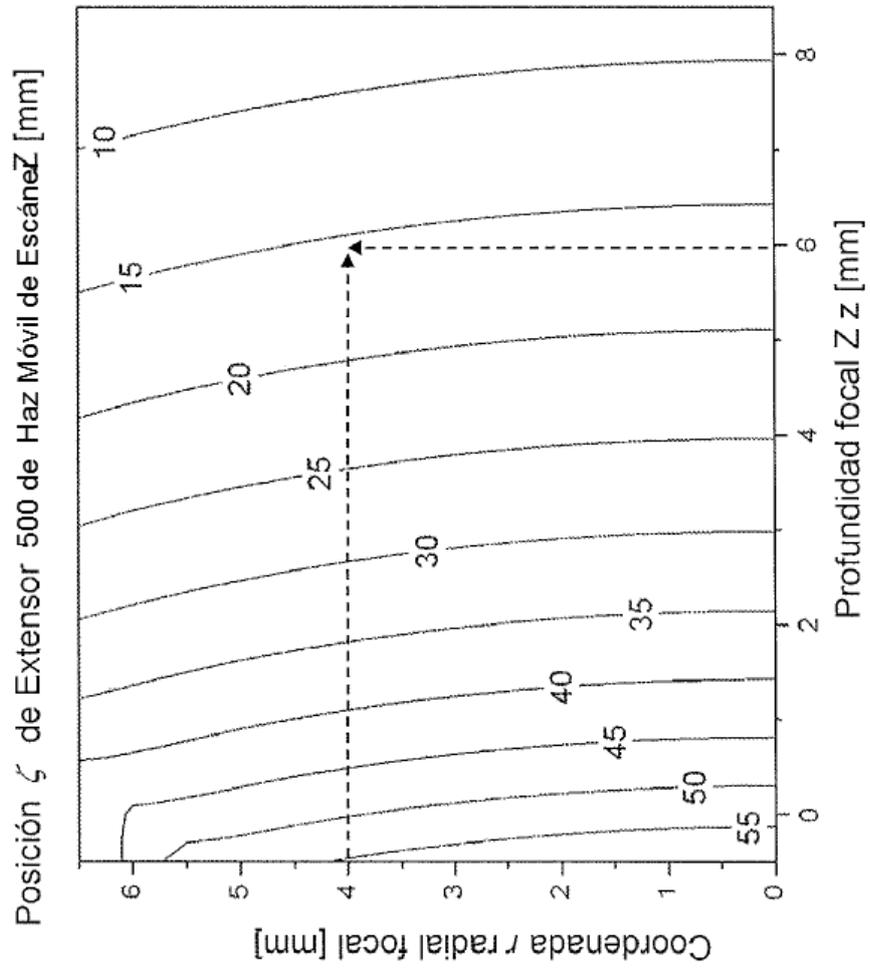


FIG. 22

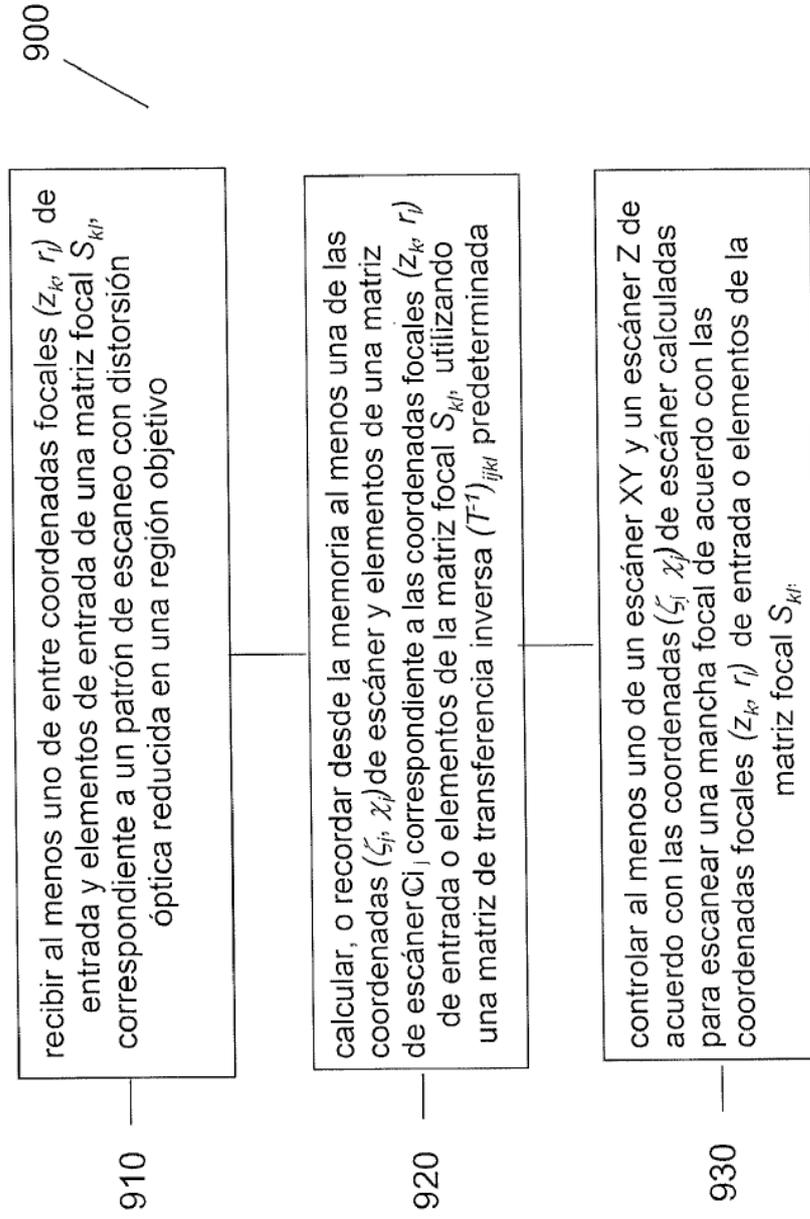


FIG. 23