

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 645 934**

51 Int. Cl.:

A61B 3/10 (2006.01)

A61B 3/13 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **29.03.2013 PCT/US2013/034544**

87 Fecha y número de publicación internacional: **10.10.2013 WO13151879**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.03.2013 E 13716661 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.09.2017 EP 2833779**

54 Título: **Microscopio quirúrgico de tomografía de coherencia óptica**

30 Prioridad:

05.04.2012 US 201261620645 P
15.03.2013 US 201313836576

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
11.12.2017

73 Titular/es:

BIOPTIGEN, INC. (100.0%)
633 Davis Drive Suite 480
Morrisville, NC 27560, US

72 Inventor/es:

BUCKLAND, ERIC L.;
FARMIGA, NESTOR O.;
HART, ROBERT H.;
MURNAN, ANDREW y
SAXER, CHRISTOPHER

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 645 934 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

Microscopio quirúrgico de tomografía de coherencia óptica.

El presente concepto inventivo se refiere a microscopios quirúrgicos y, más particularmente, a microscopios quirúrgicos oftálmicos que utilizan tomografía de coherencia óptica (OCT).

Antecedentes

5 Los microscopios quirúrgicos proporcionan una visión ampliada del campo de operación al cirujano. Los microscopios quirúrgicos oftálmicos normalmente son estereomicroscopios zoom con puertos de visión binocular para el cirujano y frecuentemente tienen uno o dos puertos de visión de observador a noventa grados (izquierda y derecha) del cirujano. La distancia de trabajo entre la lente objetivo del microscopio y la superficie de un ojo del paciente puede oscilar desde aproximadamente 100 mm a aproximadamente 200 mm. A esta distancia de trabajo, que proporciona un campo de acceso adecuado para el trabajo manual del cirujano, el campo de visión dentro de del ojo de un paciente puede ser bastante limitado. Es bastante común utilizar una lente intermedia, tal como el oftalmoscopio binocular indirecto (BIOM) de Oculus Optikgerat, para modificar el aumento y el campo de visión del cirujano. Esta lente intermedia se monta en el carro inferior del cabezal del microscopio e incluye mecanismos para ajustar el enfoque y para cambiar la lente dentro y fuera del campo de visión del microscopio.

15 Otros dispositivos de iluminación o de formación de imágenes también se pueden utilizar en el campo quirúrgico. Lo ideal sería que todas las fuentes de iluminación y de formación de imágenes estuviesen directamente integradas coaxialmente y dentro de la trayectoria óptica del microscopio de operaciones, sin afectar el campo de operación para el cirujano, los observadores, los anestesiólogos y similares. Aún es deseable proporcionar una montura fácilmente maniobráble para la formación de imágenes y otros accesorios que se acople estrechamente al campo quirúrgico, utilizando los controles y atributos mecánicos que son ya parte integrante de un microscopio de operaciones de buen funcionamiento, sin degradar los atributos visuales del microscopio de operaciones.

Un caso particular de interés es la incorporación de la formación de imágenes por tomografía de coherencia óptica (OCT) en la práctica de visualización quirúrgica. La OCT proporciona imágenes de alta resolución de la microestructura de los tejidos oculares y se muestra una gran promesa para proporcionar información al cirujano que mejorará los resultados terapéuticos y reducirá la carga económica total de la cirugía al reducir el riesgo y reducir la reintervención.

Se describirán ahora los sistemas convencionales OCT en el dominio de la frecuencia (FDOCT) para proporcionar algunos antecedentes relacionados con estos sistemas. Con referencia primero a la Figura 1A, se describirá un diagrama de bloques de un sistema de formación de imágenes retinianas FDOCT. Según se ilustra en la Figura 1A, el sistema incluye una fuente de banda ancha 100, un brazo de referencia 110 y un brazo de muestreo 140 acoplados entre sí mediante un divisor de haz 120. El divisor de haz 120 puede ser, por ejemplo, un acoplador de fibra óptica o un macro o micro acoplador óptico. El divisor de haz 120 puede proporcionar una relación de división desde aproximadamente una 50/50 hasta aproximadamente una 90/10. Según se ilustra adicionalmente en la Figura 1A, el divisor de haz 120 también se acopla a un módulo de detección de la longitud de onda o la frecuencia de muestreo 130 sobre una trayectoria de detección 106 que se puede proporcionar con una fibra óptica.

Según se ilustra adicionalmente en la Figura 1A, la fuente 100 se acopla al divisor de haz 120 con una trayectoria de fuente 105. La fuente 100 puede ser, por ejemplo, un diodo superluminiscente de banda ancha de onda continua, una fuente de banda ancha pulsada o una fuente sintonizable. El brazo de referencia 110 se acopla al divisor de haz 120 sobre una trayectoria del brazo de referencia 107. De manera similar, el brazo de muestreo 140 se acopla al divisor de haz 120 sobre la trayectoria del brazo de muestreo 108. La trayectoria de fuente 105, la trayectoria del brazo de referencia 107 y la trayectoria del brazo de muestreo 108 se pueden proporcionar todas mediante fibra óptica o una combinación de fibra óptica, espacio libre y macro o micro elementos ópticos.

Según se ilustra en la Figura 1A, el brazo de referencia del sistema de formación de imágenes retinianas FDOCT puede incluir un montaje colimador 180, un atenuador variable 181 que puede incluir un filtro de densidad neutra o una apertura variable, un montaje de espejos 182, un ajuste variable de la longitud de la trayectoria del brazo de referencia 183 y una posición de coincidencia de la longitud de la trayectoria 150, es decir, la longitud de la trayectoria óptica que coincide entre la longitud de la trayectoria del brazo de referencia y la longitud de la trayectoria del brazo de muestreo a la región sujeta de interés. Según se ilustra adicionalmente, el brazo de muestreo 140 puede incluir un montaje de exploración de doble eje 190 y una lente objetivo con enfoque variable 191.

50 La muestra ilustrada en la Figura 1A es un ojo que incluye una córnea 195, un iris/pupila 194, una lente ocular 193 y una retina 196. Se ilustra una representación de una ventana de formación de imágenes FDOCT 170 cerca de la retina 196. El sistema de formación de imágenes retinianas depende de la lente objetivo más la óptica del ojo sujeto, principalmente de la córnea 195 y la lente ocular 193, para representar las estructuras posteriores del ojo. Según se ilustra adicionalmente, la región de interés 170 dentro del sujeto se selecciona a través de la coordinación de la posición focal 196 y el ajuste de la longitud de la trayectoria del brazo de referencia 183, de manera que la posición de coincidencia de la longitud de la trayectoria 197 dentro del sujeto se encuentre en la ubicación deseada.

Con referencia ahora a la Figura 1B, se describirá un diagrama de bloques que ilustra un sistema de formación de imágenes (anteriores) FDOCT de la córnea. Según se ilustra en la misma, el sistema de la Figura 1B es muy similar al sistema de la Figura 1A. Sin embargo, el enfoque variable de la lente objetivo no necesita ser incluido, y no está incluido en la Figura 1B. El sistema de formación de imágenes anteriores de la Figura 1B representa las estructuras anteriores directamente, sin depender de la óptica del sujeto para enfocarse en las estructuras anteriores.

Según se describió anteriormente, los microscopios quirúrgicos oftálmicos pueden proporcionar a los cirujanos una visión ampliada de diversas áreas del ojo en las que están operando. Sin embargo, hay muchos procedimientos quirúrgicos oftálmicos que pueden beneficiarse de la clase de formación de imágenes de resolución en profundidad de alta resolución provistas por la Tomografía de Coherencia Óptica (OCT). Por lo tanto, integrar un sistema OCT en un microscopio quirúrgico puede proporcionar mayores capacidades y permitir procedimientos que actualmente no se pueden realizar con la formación de imágenes estereoscópica convencional.

Según se ilustra en la Figura 1C, hay varias regiones de interés en el ojo, que pueden requerir diferentes características de formación de imágenes OCT. Por ejemplo, con referencia a la Figura 1C, la región 1, la región corneal, normalmente requiere formación de imágenes OCT de resolución relativamente alta. Es deseable una profundidad de enfoque (DOF) bastante grande para permitir que se represente la estructura corneal completa. Dicha formación de imágenes es deseable como apoyo de los procedimientos de trasplante de córnea. Del mismo modo, la formación de imágenes de la lente cristalina, la región 2, se beneficia de la formación de imágenes de alta resolución de la estructura capsular. Se requiere una DOF grande para visualizar la lente completa de una vez. Por el contrario, las estructuras en la retina, la región 3, están en una región de profundidad limitada y tienden a ser muy finas. Por lo tanto, la formación de imágenes retinianas normalmente requiere muy alta resolución, pero no necesariamente una DOF grande.

Los microscopios quirúrgicos existentes que incorporan OCT se describirán con respecto a las Figuras 1D y 1E. Con referencia primero a la Figura 1D, los números de referencia similares se refieren de nuevo a las Figuras 1A y 1B. Sin embargo, según se ilustra en la Figura 1D, se ha incorporado un estereomicroscopio de zoom 160 en la trayectoria del brazo de muestreo 108. Según se ilustra, el microscopio quirúrgico 160 incluye dos oculares (puertos de visión binocular) 162 para que el cirujano visualice la muestra 199. El microscopio quirúrgico 160 de la Figura 1D incluye un divisor de haz 161, donde el divisor de haz puede ser un filtro dicróico, y una lente objetivo 163 colocada por debajo del filtro dicróico 161. Según se ilustra adicionalmente la trayectoria del brazo de muestreo 108 se acopla a un colimador 165 que conforma un haz que sale de una fibra óptica y un par de galvos 190 que dirigen el haz al filtro dicróico 161 integrado dentro del espacio infinito del microscopio entre las trayectorias oculares 162 y el objetivo principal 163. El haz se refleja fuera del filtro dicróico 161 y a través de la lente objetivo 163 para representar la muestra 199, que puede ser un ojo o cualquier otra región accesible de un sujeto. El microscopio 160 ilustrado en la Figura 1D es un microscopio quirúrgico estático, es decir, no son posibles ajustes dinámicos a las distancias focales; los cambios focales solo son posibles mediante el intercambio de elementos ópticos (la instalación de una nueva lente objetivo principal 163) o el cambio de la distancia de trabajo entre el microscopio 160 y el sujeto 199.

Con referencia ahora a la Figura 1E, se describirá otro diseño de un microscopio quirúrgico que incorpora OCT. Los microscopios quirúrgicos ilustrados en la Figura 1E se describen en la patente de EE.UU. 8.366.271 a Izatt et al. Según se ilustra en la Figura 1E, el sistema de microscopio quirúrgico de la Figura 1E es similar al sistema de la Figura 1D excepto que se proporciona un conjunto de montaje de lentes telescopio 167 entre el par de galvos 190 y el filtro dicróico 161 del microscopio quirúrgico 163. Por lo tanto, en el sistema de la Figura 1E, el haz se desplaza a través de los galvos 190 dentro del conjunto de lentes telescopio 167 y luego por medio del filtro dicróico 161 a través de la lente objetivo 163 para representar la muestra 199. La presencia del conjunto de lentes telescopio 167 proporciona que la forma del haz maximice la apertura numérica del sistema, mejorando potencialmente la resolución lateral de las imágenes producidas por el sistema, sin embargo, el sistema ilustrado en la Figura 1E ofrece una flexibilidad limitada para modificar o controlar la característica del haz de exploración.

En el documento US 2010/0309478 A1 se describe un sistema de tomografía de coherencia óptica (OCT) para integrar con un microscopio. El sistema incluye un brazo de muestreo, comprendiendo el brazo de muestreo un montaje de zoom del haz de entrada. Además, el brazo de muestreo incluye un espejo de exploración para guiar un haz OCT. El brazo de muestreo también incluye una lente convergente para pasar el haz a través de un objetivo del microscopio. Además, es posible controlar la apertura y la posición focal de un haz. Además, se coloca una lente entre el objetivo del microscopio y el ojo de un paciente. Otros sistemas OCT a ser incluidos en microscopios o sistemas de formación de imágenes se describen en los documentos EP 0 697 611 A2, US 2003/0218755 A1 y US 2007/0291277 A1.

Resumen

Las formas de realización del presente concepto inventivo proporcionan sistemas de tomografía de coherencia óptica (OCT) para integración de acuerdo con la reivindicación 1.

En formas de realización adicionales, el haz de la señal OCT se puede acoplar a la trayectoria de formación de imágenes del microscopio a través de un divisor de haz. El divisor de haz se puede configurar con un ángulo no

menor de 48 grados y no más de 55 grados con respecto al eje óptico del objetivo del microscopio. El divisor de haz puede ser un filtro dicroico.

En aún otras formas de realización, el expansor del haz puede incluir un compensador de aberración.

5 En algunas formas de realización, se puede incluir un ajuste de la longitud de la trayectoria en el brazo de muestreo entre el expansor del haz y el objetivo del microscopio para adaptarse a las variaciones en la distancia focal del objetivo del microscopio.

10 El montaje de exploración telecéntrica incluye un primer espejo de exploración que tiene una primera imagen que se retransmite a un segundo espejo de exploración. Una pupila de salida del brazo de muestreo OCT puede estar en el plano focal posterior del objetivo del microscopio. La pupila de salida de la óptica del brazo de muestreo OCT puede ser una pupila de salida virtual.

15 En aún otras formas de realización, el zoom del haz de entrada puede incluir lentes positivas primera y segunda y una lente negativa entre las mismas. La apertura numérica del sistema se puede configurar controlando una primera distancia entre la primera lente positiva y la lente negativa y una segunda distancia entre la lente negativa y la segunda lente positiva. Un enfoque del sistema OCT se puede configurar controlando una posición de la segunda lente positiva para una configuración particular de apertura numérica.

En algunas formas de realización del presente concepto inventivo, al menos una parte de la trayectoria OCT puede ocupar un canal central del microscopio. El haz OCT se puede dirigir hacia un campo central del objetivo del microscopio. Cualesquiera trayectorias oculares del microscopio se pueden situar periféricamente a este campo central del objetivo del microscopio.

20 En formas de realización adicionales, el divisor de haz puede ocupar un área menor que una apertura libre del objetivo del microscopio.

25 De acuerdo con la invención, la muestra es un ojo. Un montaje de lentes de formación de imágenes retinianas se sitúa entre el objetivo del microscopio y el ojo. El montaje de lentes de formación de imágenes retinianas representa un conjugado de los espejos de exploración en una posición posterior al plano pupilar del ojo. El montaje de lentes de formación de imágenes retinianas puede incluir al menos una lente con al menos una superficie esférica.

30 En algunas formas de realización, se puede proporcionar un lente objetivo en común con un microscopio. La lente objetivo puede tener un recubrimiento antirreflejos para su funcionamiento en un rango espectral visible relevante para la visualización del microscopio y un rango espectral infrarrojo relevante para el sistema OCT. El objetivo del microscopio puede ser un doblete acromático que comprenda un componente de lente positiva de vidrio crown y un componente de lente negativa de vidrio flint.

35 Formas de realización adicionales del presente concepto inventivo proporcionan métodos de formación de imágenes de tomografía de coherencia óptica (OCT) junto con un procedimiento quirúrgico. Los métodos incluyen visualizar una primera región de interés que tiene una profundidad de imagen de Z_1 utilizando un intervalo de muestreo espectral de v_1 ; y visualizar una segunda región de interés que tiene una profundidad de imagen de Z_2 utilizando un intervalo de muestreo espectral V_2 , en donde V_2 es mayor o igual que $2v_1$.

En aún formas de realización adicionales, visualizar la primera región de interés se puede realizar con un sistema de exploración que tiene una primera apertura numérica. Visualizar la segunda región de interés se puede realizar con el sistema de exploración que tiene una segunda apertura numérica, diferente de la primera apertura numérica, siendo la segunda apertura numérica mayor que la primera apertura numérica.

40 Se describen métodos de formación de imágenes de tomografía de coherencia óptica (OCT) junto con un procedimiento quirúrgico. El método incluye establecer una primera configuración de una región de interés para la formación de imágenes OCT; establecer una primera apertura numérica y una primera posición focal para la formación de imágenes OCT; adquirir al menos una primera imagen OCT; calcular al menos un primer parámetro clínico a partir de la al menos primera imagen OCT; realizar un procedimiento quirúrgico; adquirir al menos una segunda imagen OCT; y calcular al menos un segundo parámetro clínico a partir de la al menos una segunda imagen OCT.

50 Un método adicional incluye configurar una primera región de interés dentro de una muestra quirúrgica para la formación de imágenes OCT; adquirir al menos una primera imagen OCT de la primera región de interés; realizar un procedimiento quirúrgico que involucre la primera región de interés; configurar una segunda región de interés dentro de la muestra quirúrgica para la formación de imágenes OCT, siendo la segunda región de interés al menos parcialmente diferente de la primera región de interés; y adquirir al menos una segunda imagen OCT de la segunda región de interés.

En formas de realización adicionales, se puede configurar una primera posición del brazo de referencia, una primera apertura numérica y una primera posición focal para adquirir la imagen OCT en la primera región de interés. Al

menos uno de una posición del brazo de referencia, una apertura numérica y una posición focal se pueden cambiar para adquirir la imagen OCT en la segunda región de interés.

Breve descripción de los dibujos

La Figura 1A es un diagrama de bloques que ilustra un sistema de formación de imágenes (posteriores) OCT retinianas de ejemplo.

5 La Figura 1B es un diagrama de bloques que ilustra un sistema de formación de imágenes (anteriores) de Tomografía de Coherencia Óptica (OCT) corneales de ejemplo.

La Figura 1C es un diagrama que ilustra diversas regiones de interés en el ojo.

La Figura 1D es un diagrama de bloques que ilustra un microscopio quirúrgico de ejemplo.

10 La Figura 1E es un diagrama de bloques que ilustra un microscopio quirúrgico de ejemplo que incluye un conjunto de lentes telescópicas.

La Figura 2A es un diagrama de bloques de un microscopio quirúrgico de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.

La Figura 2B es un diagrama de bloques de un microscopio quirúrgico de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.

15 La Figura 3 es un diagrama de bloques más detallado de una lente retiniana modificada ilustrada en la Figura 2B utilizada de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.

La Figura 4A es un diagrama de bloques de un microscopio quirúrgico de canal central OCT de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.

20 La Figura 4B es un diagrama de bloques de un microscopio quirúrgico de canal central OCT de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.

La Figura 4C es un diagrama de bloques detallado de la parte OCT del microscopio quirúrgico de canal central OCT ilustrado en las Figuras 4A-4B.

Las Figuras 5A a 5C son una vista lateral, una vista frontal y una vista oblicua, respectivamente, de una interfaz del sistema OCT de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.

25 Las Figuras 6A a 6C son diversas vistas de un sistema OCT integrado con un microscopio quirúrgico de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.

La Figura 7A es un diagrama de bloques que ilustra un diagrama de bloques de un microscopio quirúrgico con OCT integrada de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo

30 La Figura 7B es un diagrama de bloques que ilustra un diagrama de bloques de un sistema OCT que incluye un microscopio quirúrgico integrado de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.

La Figura 7C es un diagrama de bloques que ilustra un sistema OCT adecuado para integrar con el microscopio quirúrgico de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.

La Figura 8 es un diagrama que ilustra una trayectoria óptica OCT para la formación de imágenes quirúrgicas de acuerdo con formas de realización del presente concepto inventivo.

35 La Figura 9A es un diagrama esquemático que ilustra una disposición de un sistema OCT integrado en la trayectoria de un microscopio quirúrgico de acuerdo con alguna forma de realización del presente concepto inventivo.

La Figura 9B es un diagrama que ilustra un sistema de colimador y de zoom del haz de entrada (IBZ) de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.

40 La Figura 9C es un diagrama que ilustra el cambio de la apertura numérica (NA) y la conmutación de las regiones de enfoque con el IBZ de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.

La Figura 10 es un diagrama de bloques que ilustra un sistema de retransmisión telecéntrico de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.

La Figura 11 es un diagrama que ilustra un sistema expensor del haz de retransmisión (RBE) de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.

- La Figura 12 es un diagrama que ilustra una lente objetivo de alto rendimiento para un microscopio quirúrgico OCT de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.
- La Figura 13 es una serie de gráficas y cuadros que ilustran el rendimiento óptico telecéntrico de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.
- 5 La Figura 14 es una serie de gráficas y cuadros que ilustran el rendimiento óptico telecéntrico de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.
- La Figura 15 es una serie de gráficas que ilustran el rendimiento óptico cuando se cambia el enfoque con una lente objetivo de 150 mm de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.
- 10 La Figura 16 es una serie de gráficas que ilustran el rendimiento óptico cuando se cambia el enfoque con una lente objetivo de 160 mm de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.
- La Figura 17 es una serie de gráficas que ilustran el rendimiento óptico cuando se cambia el enfoque con una lente objetivo de 175 mm de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.
- Las Figuras 18A y 18B son diagramas de bloques que ilustran configuraciones convencionales para la formación de imágenes retinianas quirúrgicas y una configuración de acuerdo con formas de realización del presente concepto inventivo, respectivamente.
- 15 La Figura 19A es un diagrama de un conjunto quirúrgico de lentes de retina para microscopía quirúrgica con OCT integrada con un FOV ancho de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.
- La Figura 19B es una serie de gráficas y diagramas que ilustran el rendimiento óptico de la lente de retina quirúrgica de la Figura 19A de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.
- 20 La Figura 20A es un diagrama que ilustra un sistema de lentes para un montaje de lentes quirúrgico para microscopía quirúrgica con OCT integrada con un FOV ancho de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.
- La Figura 20B es un diagrama que ilustra un resumen del rendimiento óptico del montaje de lentes quirúrgico de la Figura 20B de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.
- 25 La Figura 21A es un diagrama que ilustra un sistema de lentes para un montaje de lentes quirúrgico para microscopía quirúrgica con OCT integrada con un FOV estrecho de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.
- La Figura 21B es un diagrama que ilustra un resumen del rendimiento óptico del montaje de lentes quirúrgico de la Figura 21A de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.
- 30 La Figura 22A es un diagrama que ilustra un sistema de lentes para un montaje de lentes quirúrgico con un FOV estrecho de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.
- La Figura 22B es un diagrama que ilustra un resumen del rendimiento óptico del montaje de lentes quirúrgico de la Figura 22A de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.
- 35 La Figura 23A es un diagrama que ilustra un sistema de lentes para un montaje de lentes quirúrgico con un FOV de rango medio de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.
- La Figura 23B es un diagrama que ilustra un resumen del rendimiento óptico del montaje de lentes quirúrgico de la Figura 23A de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.
- La Figura 24 es un diagrama que ilustra las condiciones de telecentricidad OCT de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.
- 40 La Figura 25 es un diagrama que ilustra las condiciones de la lente de zoom de retransmisión afocal de un estereomicroscopio quirúrgico de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.
- La Figura 26 es un diagrama que ilustra las condiciones de un estereomicroscopio quirúrgico con OCT integrada de canal central OCT de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.
- 45 La Figura 27 es un diagrama que ilustra las condiciones del estereomicroscopio quirúrgico con OCT integrada de canal central OCT de trayectoria doblada de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.
- La Figura 28 es un diagrama de flujo que ilustra un método de formación de imágenes utilizando un microscopio quirúrgico con OCT integrada de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.

La Figura 29 es un diagrama de flujo que ilustra un método de formación de imágenes durante un procedimiento quirúrgico utilizando un microscopio quirúrgico con OCT integrada de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.

5 La Figura 30 es una serie de cuadros que ilustran el ajuste de la profundidad de campo de la imagen a través de la selección del intervalo de muestreo espectral de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.

La Figura 31 es un diagrama que ilustra una disposición óptica para un microscopio con OCT integrada de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.

Descripción detallada

10 El presente concepto inventivo se describirá más completamente en lo que sigue en la presente memoria con referencia a las figuras adjuntas, en las cuales se muestran formas de realización del concepto inventivo. Sin embargo, este concepto inventivo se puede incorporar de muchas formas alternativas y no debe interpretarse como limitado a las formas de realización descritas en la presente memoria.

15 Por consiguiente, aunque el concepto inventivo es susceptible a varias modificaciones y formas alternativas, las formas de realización específicas del mismo se muestran a modo de ejemplo en los dibujos y se describirán en la presente memoria en detalle. Sin embargo, se debe entender que no hay intención de limitar el concepto inventivo a las formas particulares descritas, sino que, por el contrario, el concepto inventivo tiene que cubrir todas las modificaciones, equivalentes y alternativas que caen dentro del espíritu y alcance del concepto inventivo según se define en las reivindicaciones. Los números de referencia similares se refieren a elementos similares a lo largo de toda la descripción de las figuras.

20 La terminología utilizada en la presente memoria tiene el propósito de describir únicamente formas de realización particulares y no pretende ser una limitación del concepto inventivo. Según se utiliza en la presente memoria, las formas singulares "uno", "una", "el" y "ella" están destinadas a incluir también las formas plurales, a menos que el contexto indique claramente lo contrario. Se debe entender además que los términos "comprende", "que comprende", "incluye" y/o "que incluye" cuando se utilizan en esta especificación, especifican la presencia de características, enteros, etapas, operaciones, elementos y/o componentes declarados, pero no excluyen la presencia o adición de una o más de otras características, enteros, etapas, operaciones, elementos, componentes y/o grupos de los mismos. Además, cuando un elemento se denomina como que "responde" o está "conectado" a otro elemento, puede responder directamente o estar conectado a otro elemento o pueden estar presentes elementos intermedios. Por el contrario, cuando un elemento se denomina como que "responde directamente" o está "directamente conectado" a otro elemento, no hay elementos intermedios presentes. Según se utiliza en la presente memoria, el término "y/o" incluye todas y cada una de las combinaciones de uno o más de los elementos enumerados asociados y se puede abreviar como "/".

35 A menos que se defina lo contrario, todos los términos (incluyendo los términos técnicos y científicos) utilizados en la presente memoria tienen el mismo significado que entiende normalmente por un experto en la técnica a la que pertenece el presente concepto inventivo. Se comprenderá además que los términos utilizados en la presente memoria deben interpretarse como que tienen un significado que es consistente con su significado en el contexto de esta especificación y la técnica relevante y no se interpretará en un sentido idealizado o excesivamente formal a menos que así se defina expresamente en la presente memoria.

40 Se comprenderá que, si bien los términos primero, segundo, etc., se pueden utilizar en la presente memoria para describir diversos elementos, estos elementos no se deberían limitar por estos términos. Estos términos solo se utilizan para distinguir un elemento de otro. Por ejemplo, un primer elemento podría llamarse un segundo elemento y, de manera similar, un segundo elemento podría llamarse un primer elemento sin apartarse de las enseñanzas de la descripción. Aunque algunos de los diagramas incluyen flechas en las trayectorias de comunicación para mostrar una dirección principal de comunicación, se debe entender que la comunicación puede ocurrir en la dirección opuesta a las flechas representadas.

45 Aunque muchos de los ejemplos descritos en la presente memoria se refieren a la muestra que es un ojo, específicamente, la retina, la córnea, el segmento anterior y la lente del ojo, las formas de realización del presente concepto inventivo no se limitan a este tipo de muestra. Cualquier tipo de muestra que se pueda utilizar junto con las formas de realización descritas en la presente memoria se puede utilizar sin apartarse del alcance del presente concepto inventivo.

50 Según se describió anteriormente, los microscopios quirúrgicos oftálmicos pueden proporcionar a los cirujanos una visualización ampliada de diversas áreas del ojo en las que están operando. Sin embargo, existen muchos procedimientos quirúrgicos oftálmicos que se pueden beneficiar de la clase de formación de imágenes de profundidad de alta resolución proporcionadas por la tomografía de coherencia óptica (OCT). Por lo tanto, la integración de un sistema OCT en un microscopio quirúrgico puede proporcionar mayores capacidades y habilitar procedimientos que actualmente no se pueden realizar con cualquier formación de imágenes estereoscópica convencional. Los microscopios quirúrgicos convencionales que incorporan OCT generalmente proporcionan

formación de imágenes estática incapaz de adaptarse a la región de interés en la muestra. Tomando el ejemplo de un ojo, los sistemas convencionales normalmente no pueden adaptarse a la diferencia de requisitos de formación de imágenes para la formación de imágenes de la región corneal, la cámara anterior y la lente cristalina y las estructuras en la retina.

5 Un sistema de microscopio quirúrgico OCT ideal sería adaptable para adaptar las características de formación de imágenes para las diversas regiones de interés. Un microscopio quirúrgico OCT ideal tendría el siguiente conjunto de atributos: exploración telecéntrica verdadera para una representación precisa de la topografía sujeto; apertura numérica variable para controlar la distribución de la iluminación sobre una profundidad de campo y para permitir el control de la resolución lateral en la posición de enfoque; enfoque variable para permitir un control independiente de la posición focal OCT con respecto al enfoque ocular del microscopio visual; un amplio campo de visión en donde la longitud de la trayectoria óptica de exploración se mantiene constante en el máximo, tanto para mantener la fisiopatología dentro de la profundidad de campo OCT como para evitar distorsiones visuales del campo explorado; y capacidad de ajuste para adaptarse a una amplia gama de objetivos principales de microscopio, para proporcionar versatilidad al cirujano para diversos procedimientos quirúrgicos. Además, es deseable minimizar cualquier alteración en las distancias de trabajo físicas del microscopio a las que el cirujano pueda estar acostumbrado. Estas distancias incluyen la distancia entre el objetivo principal y el sujeto y la distancia entre los oculares del microscopio y el sujeto.

20 Los sistemas existentes no abordan todos los conjuntos de atributos deseados. La configuración estándar para la exploración OCT coloca dos espejos de exploración ortogonales en estrecha proximidad. En una condición de este tipo, la telecentricidad se puede optimizar solo en un eje. Algunos sistemas proyectan un primer espejo en un segundo; esta es una condición necesaria pero no suficiente para lograr la telecentricidad. Un objetivo de esta invención es habilitar un sistema de exploración telecéntrica sobre un amplio campo de visión. En una forma de realización de la presente invención, el sistema representa una planitud de campo de menos de 5 micrómetros en un área de 400 milímetros cuadrados (20 mm campo de visión).

25 La expansión del haz telescópico propuesto en Izatt y otra técnica relacionada es efectiva para cambiar una posición focal y una apertura numérica, pero estos parámetros están acoplados. En una configuración de este tipo, no es posible controlar independientemente una posición focal y una apertura numérica. Un objetivo de esta invención es proporcionar un control independiente de una posición focal del haz OCT de exploración y la apertura numérica del haz. En una forma de realización de la presente invención, la apertura numérica se puede controlar de manera que la cintura del haz sea variable entre aproximadamente 9 micrómetros y 25 micrómetros. Además, en su forma de realización, la posición focal se puede ajustar más de 1,5 mm en la condición de apertura numérica alta (cintura del haz estrecha) y más de 15 mm en la condición de apertura numérica baja (cintura del haz ancha) y el enfoque y la apertura numérica se pueden controlar de forma independiente.

30 En la formación de imágenes OCT a través de un BIOM o una lente de retina quirúrgica relacionada, la longitud de la trayectoria óptica del haz OCT de exploración varía ampliamente a través del campo de visión, de manera que la retina aparece fuertemente curvada y de manera que, más allá de un campo de visión de aproximadamente 50 grados, la diferencia de longitud de la trayectoria óptica entre el centro y los bordes de la retina puede ser mayor de 4 mm. En un caso de este tipo, la periferia de la retina puede no ser visible en la imagen OCT. Es un objetivo de esta invención presentar una lente de retina quirúrgica modificada para ecualizar la longitud de la trayectoria óptica de una imagen OCT a través de un campo de visión más amplio. En una forma de realización de la presente invención, la diferencia de longitud de la trayectoria óptica en una exploración OCT a través de un campo de visión de 100 grados de la retina es menor de aproximadamente 2 mm.

35 En presentaciones anteriores de microscopios quirúrgicos OCT, los diseños prevén un objetivo principal fijo para el microscopio quirúrgico. No se ha previsto adaptación para ajustar el sistema OCT para una gama de objetivos principales que puedan venir bien al cirujano para diferentes procedimientos. Es un objetivo de esta invención que el brazo de muestreo del sistema OCT se adapte a una gama de objetivos principales. En una forma de realización de esta invención, el sistema OCT se adapta a los objetivos principales con un intervalo de longitudes focales entre 150 mm y 200 mm, con formas de realización adicionales que se adaptan a intervalos más amplios o estrechos o intervalos centrados alrededor de distancias de trabajo más cortas o más largas.

40 En presentaciones anteriores de microscopios quirúrgicos OCT, se introduce un espejo dicróico a 45 grados para acoplar el haz OCT en la trayectoria de formación de imágenes quirúrgicas. En una configuración de este tipo, la longitud de la trayectoria entre los oculares y el paciente aumenta en proporción conocida a la apertura libre del objetivo principal. Es un objetivo de esta invención minimizar este aumento en las longitudes de trabajo sin afectar a la apertura utilizable del objetivo principal. En una forma de realización de la invención, el espejo dicróico se configura con un ángulo distinto de 45 grados, lo que reduce el impacto en las distancias de trabajo. En una forma de realización adicional de la presente invención se introduce un objetivo principal modificado que, adicionalmente, reduce el impacto en las distancias de trabajo. En aún otra forma de realización de la invención, se introduce que una configuración del canal central OCT tiene mucho menos impacto sobre las distancias de trabajo.

Por último, puesto que un microscopio quirúrgico oftálmico se monta normalmente en el extremo de un brazo articulado para proporcionar capacidad de ajuste y acceso para el cirujano, un sistema de microscopio quirúrgico OCT es normalmente muy compacto y ligero con el fin de no afectar al rendimiento del microscopio.

5 Por consiguiente, las formas de realización del presente concepto inventivo proporcionan microscopios quirúrgicos OCT capaces de adaptarse a las diversas regiones de la muestra según se describirá adicionalmente en la presente memoria con respecto a las Figuras 2A a 31.

10 Con referencia primero a la Figura 2A, se describirá un diagrama de bloques de un microscopio quirúrgico OCT de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. Según se ilustra en la Figura 2A, el sistema incluye una fuente de banda ancha 200, un brazo de referencia 210 y un brazo de muestreo 240 acoplados entre sí mediante un divisor de haz 220. El divisor de haz 220 puede ser, por ejemplo, un acoplador de fibra óptica o un macro o micro acoplador óptico. El divisor de haz 220 puede proporcionar una relación de división desde aproximadamente una 50/50 hasta aproximadamente una 90/10. Según se ilustra adicionalmente en la Figura 2A, el divisor de haz 220 también se acopla a un módulo de detección de la longitud de onda o la frecuencia de muestreo 230 sobre una trayectoria de detección 206 que se puede proporcionar mediante una fibra óptica.

15 Según se ilustra adicionalmente en la Figura 2A, la fuente 200 se acopla al divisor de haz 220 mediante una trayectoria de fuente 205. La fuente 200 puede ser, por ejemplo, un diodo emisor de luz superluminiscente (SLED) o una fuente sintonizable. El brazo de referencia 210 se acopla al divisor de haz 220 sobre una trayectoria brazo de referencia 207. De manera similar, el brazo de muestreo 240 se acopla al divisor de haz 220 sobre la trayectoria del brazo de muestreo 208. La trayectoria de fuente 205, la trayectoria del brazo de referencia 207 y la trayectoria del brazo de muestreo 208 pueden ser todas proporcionadas mediante fibra óptica.

20 Según se ilustra adicionalmente en la Figura 2A, el microscopio quirúrgico 255 incluye dos oculares (puertos de vista binocular) 262 para que el cirujano visualice la muestra 299. El microscopio quirúrgico 255 de la Figura 2A incluye un filtro dicróico modificado 256 y una lente objetivo optimizada 259 de acuerdo con las formas de realización descritas en la presente memoria. La lente objetivo 259 se coloca debajo del filtro dicróico 259 según se ilustra en la Figura 2A. Una lente objetivo convencional de un microscopio quirúrgico estereoscópico se configura para funcionar en el espectro visible. La OCT utiliza el espectro infrarrojo. Por lo tanto, la lente objetivo 259, de acuerdo con las formas de realización descritas en la presente memoria se modifica para ampliar el intervalo de longitud de onda de la lente objetivo para permitir la formación de imágenes utilizando OCT y mejorar las imágenes proporcionadas por el microscopio quirúrgico utilizando OCT. Además, la lente objetivo 259, de acuerdo con las formas de realización descritas en la presente memoria se puede configurar para ser más delgada que una lente convencional, por lo tanto, disminuir de la distancia de trabajo. Los detalles de la lente objetivo 259, de acuerdo con las formas de realización del presente concepto inventivo se describirán adicionalmente a continuación.

35 Con referencia de nuevo a la Figura 2A, según se ilustra adicionalmente la trayectoria del brazo de muestreo 208 se acopla a un zoom del haz de entrada (IBZ) 250, un montaje de exploración telecéntrica 251, un expansor de haz 252 y un ajustador de la distancia focal posterior opcional 254 que proporcionan el haz al filtro dicróico modificado 256 integrado en el microscopio quirúrgico. El haz se desplaza a través del filtro dicróico 256 y en la lente objetivo 259 a la imagen de muestra 299, que puede ser un ojo en algunas formas de realización.

40 Se proporciona el zoom del haz de entrada (IBZ) 250 para el control de la forma del haz de entrada. Los detalles de los IBZ de acuerdo con diversas formas de realización descritas en la presente memoria serán descritos adicionalmente a continuación. Sin embargo, los IBZ se describen en detalle en la solicitud de patente de EE.UU. de titularidad compartida n.º de serie 13/705.867, presentada el 5 de diciembre de 2.012, todo el contenido de la cual se incorpora por la presente en la presente memoria por referencia como si se describe en su totalidad.

45 El montaje de exploración telecéntrica 262 controla la telecentricidad del sistema. Por ejemplo, el montaje de exploración telecéntrica 262 de acuerdo con algunas formas de realización puede incluir un par de lentes de retransmisión galvo telecéntricas (GRL), es decir, una primera GRL media (GRLH) y una segunda GRLH. Cada GRLH puede estar diseñada como una óptica de Wild modificada. Sin embargo, los montajes de exploración telecéntrica 262 se describen en detalle en la solicitud de patente de EE.UU. de titularidad compartida n.º de serie 13/705.867, presentada el 5 de diciembre de 2.012, todo el contenido de la cual se incorporó en la presente memoria en su totalidad anteriormente.

50 El expansor de haz 254 (expansor del haz de retransmisión (RBE)) es un sistema RBE afocal, cuyos detalles serán descritos más adelante. El ajustador de la distancia focal posterior del objetivo 254 proporciona ajuste a una gama de objetivos principales. Por lo tanto, las formas de realización del presente concepto inventivo proporcionan un sistema OCT que tiene una lente objetivo que se puede adaptar a cambios en la distancia focal. En otras palabras, normalmente cuando la distancia focal se ajusta en la parte delantera, también tiene que ser compensada en la parte posterior, es decir, ajuste de la distancia focal posterior.

Aunque el RBE 252 y el ajustador de la distancia focal posterior del objetivo 254 se ilustran en la Figura 2A como módulos separados, las formas de realización del presente concepto inventivo no se limitan a esta configuración. Por ejemplo, estos dos módulos 252 y 254 se pueden combinar sin apartarse del alcance del presente concepto

inventivo. De manera similar, aunque los diversos módulos de la Figura 2A se ilustran como bloques separados, estos bloques se pueden combinar o separar en más bloques sin apartarse del alcance del presente concepto inventivo. El sistema OCT ilustrado en la Figura 2A es un sistema que está optimizado para la formación de imágenes telecéntricas del segmento anterior del ojo de un paciente u otras estructuras directamente accesibles y visibles al microscopio quirúrgico.

Los microscopios quirúrgicos de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo incluyen un "espacio infinito" Este es un espacio por encima de la lente objetivo final antes de que converjan los haces estereoscópicos. Por ejemplo, en la Figura 2A, el filtro dicróico 256 se inserta en este "espacio infinito". Este espacio con uno o más filtros espectralmente diferentes o distinta polarización se puede utilizar para acoplar accesorios adicionales al sistema de microscopio quirúrgico. Los accesorios pueden incluir, pero no se limitan a, por ejemplo, una cámara de vídeo, un sistema de análisis del frente de onda, un autorefractor, un oftalmoscopio láser de exploración y/o un láser. En algunos casos el elemento de acoplamiento estará dentro del espacio infinito, pero en algunos casos un elemento de acoplamiento puede existir en cualquier parte en la trayectoria de la señal OCT. Estas formas de realización se describirán adicionalmente a continuación.

Con referencia ahora a la Figura 2B, se describirá un diagrama de bloques de un microscopio quirúrgico OCT de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. Los números de referencia similares en la Figura 2B se refieren a elementos similares de la Figura 2A, por lo tanto, los detalles de estos elementos no se repetirán en interés de la brevedad. Según se describió anteriormente, es bastante común el uso de una lente intermedia, tal como el oftalmoscopio binocular indirecto (BIOM) de Oculus Optikgerat, para modificar el aumento y el campo de visión para el cirujano. Esta lente intermedia se monta en el subcarro del cabezal del microscopio e incluye la mecánica para ajustar el enfoque y para cambiar la lente dentro y fuera del campo de visión del microscopio. El BIOM es una lente de formación de imágenes retinianas que permite al microscopio cambiar entre las estructuras de visión anterior y posterior del ojo. Sin embargo, la lente retiniana BIOM no está optimizada para la utilización con OCT y por lo tanto se necesita una lente retiniana mejorada para utilizar con un microscopio quirúrgico OCT.

Según se ilustra en la Figura 2B, una lente retiniana 258 (montaje quirúrgico de lentes de retina) de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo se coloca debajo de la lente objetivo 259. La lente retiniana 258 se modifica de acuerdo con formas de realización descritas en la presente memoria para el uso optimizado con OCT y se configura para ajustarse en consecuencia. Según se ilustra en la Figura 3, la lente de retina (conjunto quirúrgico de lentes retina) incluye un condensador 340 y una lente de retina modificada 342. La lente de retina 342 permite que el enfoque se mueva debajo de la retina. Los detalles con respecto al montaje quirúrgico de lentes de retina modificado con varios campos de visión (FOV) serán descritos adicionalmente a continuación.

Se entenderá que el microscopio quirúrgico debe ser tan compacto como sea posible para permitir suficiente espacio para que el cirujano realice el procedimiento entre la lente objetivo del microscopio y la muestra/paciente. En otras palabras, es necesario que haya una distancia de trabajo razonable entre el paciente y el microscopio de manera que las manos de los cirujanos puedan realizar cómodamente el procedimiento. Por consiguiente, algunas formas de realización del presente concepto inventivo proporcionan el filtro dicróico y la parte OCT del microscopio quirúrgico OCT en un canal central del microscopio quirúrgico en sí mismo según será descrito con respecto a las Figuras 4A a 4C a continuación.

Con referencia primero a la Figura 4A, se describirá un diagrama de bloques de un microscopio quirúrgico de canal central de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. Según se ilustra en la Figura 4A, el sistema incluye una fuente de banda ancha 400, un brazo de referencia 410 y un brazo de muestreo integrado en un canal central del microscopio quirúrgico OCT 453. La fuente de banda ancha 400, el brazo de referencia 410 y el microscopio quirúrgico OCT 453 están acoplados entre sí mediante un divisor de haz 420. El divisor de haz 420 puede ser, por ejemplo, un acoplador de fibra óptica o un macro o micro acoplador óptico. El divisor de haz 420 puede proporcionar una relación de división desde aproximadamente una 50/50 hasta aproximadamente una 90/10, generalmente tal que la luz retrodispersada desde las muestras se acople preferentemente a la trayectoria de detección. Según se ilustra adicionalmente en la Figura 4A, el divisor de haz 420 se acopla también a un módulo de detección de la longitud de onda o la frecuencia de muestreo 430 a través de una trayectoria de detección 406 que se puede proporcionar mediante una fibra óptica.

Según se ilustra adicionalmente en la Figura 4A, la fuente 400 se acopla al divisor de haz 420 mediante una trayectoria de fuente 405. La fuente 400 puede ser, por ejemplo, un SLED o una fuente sintonizable. El brazo de referencia 410 se acopla al divisor de haz 420 sobre una trayectoria del brazo de referencia 407. De manera similar, el microscopio quirúrgico 453 se acopla al divisor de haz 420 sobre la trayectoria del brazo de muestreo 408. La trayectoria de fuente 405, la trayectoria del brazo de referencia 407 y la trayectoria del brazo de muestreo 408 se pueden todas proporcionar mediante fibra óptica.

Según se ilustra adicionalmente en la Figura 4A, el microscopio quirúrgico 453 incluye dos oculares (puertos de visión binocular) 462 para que el cirujano visualice la muestra 499. El microscopio quirúrgico 453 de la Figura 4A puede, pero no necesita, incluir un filtro dicróico (no mostrado) y una lente objetivo 459 optimizada de acuerdo con

formas de realización descritas en la presente memoria. El dicroico, cuando se utiliza, permite que la OCT se doble en la trayectoria de manera que se comparta parcialmente la apertura libre ocupada por las trayectorias oculares. En algunas formas de realización de la presente invención, el canal central OCT ocupa el campo central del objetivo principal. El dicroico se puede también utilizar para acoplar el elemento accesorio adicional.

- 5 En algunas formas de realización de la presente invención en las que no se utiliza el dicroico, el canal central OCT ocupa el campo central del objetivo principal y los canales oculares ocupan una parte periférica de la apertura de objetivo principal.

10 En formas de realización del presente concepto inventivo ilustrado en la Figura 4A, la óptica OCT o un subconjunto de la misma 4445 se integran en un canal central del microscopio quirúrgico 453. El brazo de muestreo OCT 445 se coloca en el canal central del microscopio quirúrgico 453. La lente objetivo 259 se coloca por debajo de la parte OCT 445.

15 Con referencia ahora a la Figura 4B, se describirá un diagrama de bloques de un microscopio quirúrgico de canal central de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. Los números de referencia similares en la Figura 4B se refieren a elementos similares de la Figura 4A, por lo tanto, los detalles de estos elementos no se repetirán en interés de la brevedad. Según se ilustra en la Figura 4B, una lente retiniana 458 (el montaje quirúrgico de lentes de retina) de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo se coloca por debajo de la lente objetivo 459. La lente retiniana 458 de acuerdo con formas de realización descritas en la presente memoria está optimizada para su utilización con OCT y está configurada para ajustarse en consecuencia. Según se ilustra en la Figura 3 descrita anteriormente, la lente de retina (montaje quirúrgico de lentes de retina) incluye un condensador 340 y una lente de retina 342 que se pueden modificar para reducir la diferencia de longitud de trayectoria óptica para el haz de exploración OCT a través del campo de visión de la retina. Los detalles con respecto al montaje quirúrgico de lentes de retina con varios FOV se describirán adicionalmente a continuación.

25 Con referencia ahora a la Figura 4C, se describirá un diagrama de bloques detallado de la parte OCT del microscopio quirúrgico de canal central ilustrado en las Figuras 4A-4B. Según se ilustra en la Figura 4C, la parte OCT 445 incluye el IBZ 450', el montaje de exploración telecéntrica 451', el expansor de haz 452' y un ajustador de la distancia focal posterior 454' opcional según se ha discutido anteriormente con respecto a la Figura 2A. El haz se desplaza a través de la lente objetivo 459, y cualesquiera lentes accesorias 458 posteriores para representar la muestra 499, que puede ser un ojo en algunas formas de realización.

30 Con referencia ahora a las Figuras 5A a 5C, una vista lateral, una vista frontal y una vista oblicua, respectivamente, de una interfaz del sistema OCT de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo se ilustran en las mismas. En esta forma de realización representativa, el sistema OCT se acopla en el "espacio infinito" del microscopio con la adición de un filtro dicroico encima del objetivo principal del microscopio. En una forma de realización de la presente invención, el filtro dicroico se sitúa con un ángulo mayor de 45 grados con respecto a la trayectoria de visualización del microscopio. En esta situación, el ángulo de la entrada OCT con respecto a la trayectoria entre la lente objetivo y la muestra es menor de 90 grados, según se ilustra en la Figura 5B. El espacio vertical ocupado por el filtro dicroico establece la adición mínima a las distancias de trabajo para el cirujano. El requisito mínimo de espacio vertical es igual a la apertura libre del objetivo principal dividida por la tangente del ángulo del dicroico. A 45 grados, el requisito mínimo de espacio vertical es igual a la apertura libre del objetivo y el haz OCT entra en el espacio de acoplamiento a 90 grados. Con el ángulo aumentado a 50 grados, el requisito de espacio vertical se reduce al 84% de la apertura libre objetivo y el haz OCT entra en el espacio de acoplamiento con un ángulo de 80 grados con respecto al eje vertical o 10 grados con respecto a la horizontal.

45 En la configuración del dicroico de 45 grados, con la OCT introduciéndose en la trayectoria de formación de imágenes a 90 grados, el diámetro del haz OCT se puede configurar para iluminar completamente la apertura libre del objetivo principal, como se sugiere por Izatt. Esta condición no es siempre deseable para un rendimiento óptimo de formación de imágenes, según será ilustrado en las descripciones a continuación. Sin embargo, es importante para mantener una trayectoria de haz OCT no viñeteado. A medida que el dicroico se inclina alejándose de 45 grados y el haz de OCT se introduce en la trayectoria del haz desde un ángulo de menos de 90 grados, la apertura máxima del haz OCT se limita. A través de un análisis geométrico, la apertura máxima del haz OCT como una fracción de la apertura del objetivo principal se puede describir por la ecuación (1) a continuación:

$$F = [1 - 2 * T / (1 + T)]$$

Donde F es igual a la relación del diámetro máximo del haz OCT no viñeteado con la apertura libre del objetivo principal y T es una función geométrica descrita en la ecuación (2) a continuación:

$$T = \tan(2 * \theta - \pi/2) * \tan(\theta)$$

55 Donde θ es igual al ángulo del filtro dicroico con respecto al eje óptico del objetivo principal (de tal manera que 90 grados es perpendicular al eje óptico).

En una forma de realización de la presente invención, el ángulo θ del filtro es mayor de 45 grados y menor de 60 grados. En otra forma de realización de la invención, el ángulo del filtro es mayor de 48 grados, de manera que hay al menos una reducción del 10% en el requisito de espacio vertical para el haz de entrada OCT y, menor de 55 grados, de manera que el diámetro máximo del haz OCT no viñeteado es al menos el 30% de la apertura libre del objetivo principal. En todavía otra forma de realización de la invención, el ángulo del filtro es mayor de 50 grados, de manera que hay al menos una reducción del 15% en el requisito de espacio vertical para el haz de entrada OCT y, menor de 54 grados, de manera que el diámetro máximo del haz OCT no viñeteado es al menos el 40% de la apertura libre del objetivo principal. En aún otra forma de realización de la invención, el ángulo del filtro se configura en aproximadamente 53 grados, tal que hay aproximadamente un 25% de reducción en el requisito de espacio vertical para el haz de entrada OCT y tal que el diámetro máximo del haz OCT no viñeteado es aproximadamente el 45% de la apertura libre del objetivo principal.

Con referencia ahora a las Figuras 6A a 6C diversas vistas de un sistema OCT integrado con un microscopio quirúrgico de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo se ilustran en las mismas. En algunas formas de realización, el microscopio quirúrgico puede ser un microscopio quirúrgico Leica M844. Sin embargo, las formas de realización del presente concepto inventivo no se limitan a esta configuración. Las formas de realización del presente concepto inventivo se pueden utilizar con cualquier microscopio quirúrgico sin apartarse del alcance del presente concepto inventivo. La Figura 6A es una vista en planta del sistema OCT integrado con un microscopio quirúrgico de acuerdo con algunas formas de realización descritas en la presente memoria. Las Figuras 6B y 6C son las vistas lateral y superior, respectivamente.

Con referencia ahora a la Figura 7A, se describirá un diagrama de bloques de un microscopio quirúrgico con OCT integrado de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. Según se ilustra en la Figura 7A, el sistema de microscopio quirúrgico con OCT integrado incluye un microscopio quirúrgico 255, 453, una unidad de formación de haz, una unidad de compensación del objetivo, combinadores de haz, un objetivo principal, una lente de retina 258, 458 u otra lente accesoria, un sujeto 299, 499 y canales para accesorios 735 según se describió anteriormente con respecto a la Figura 2A.

Según se ilustra adicionalmente en la Figura 7A, la unidad de formación de haz incluye el IBZ 250, 450, el escáner telecéntrico 251, 451 y el expansor de haz 252, 452. La unidad de compensación del objetivo incluye el ajuste de la distancia focal posterior (BFLA) 254, 454. Los combinadores de haz incluyen uno o más filtros dicróicos 256, 456 que tienen diferentes bandas espectrales (por ejemplo, D1, D2). El objetivo principal incluye una lente objetivo 259, 459 que se puede modificar de acuerdo con las formas de realización descritas en la presente memoria. Según se ilustra adicionalmente, los canales para accesorios se pueden proporcionar en el "espacio infinito" o en otra parte de la trayectoria OCT de formación de imágenes. Estos accesorios pueden incluir, pero no se limitan a, por ejemplo, una cámara de vídeo, un sistema de análisis del frente de onda, un autorefractor, un oftalmoscopio láser de exploración (SLO) y/o un láser, por ejemplo, un láser pulsante/CW.

Con referencia ahora a la Figura 7B, se describirá un diagrama de bloques que ilustra un microscopio quirúrgico con OCT integrado de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. Según se ilustra en la Figura 7A, el sistema de microscopio quirúrgico con OCT integrado incluye una unidad de formación de haz, una unidad de compensación de objetivo, combinadores de haz, un objetivo principal, objetivos suplementarios 734, una muestra bajo ensayo 299, 499 y los canales para accesorios 735. En este diagrama, el sistema OCT se ve como un sistema de formación de imágenes principal y el microscopio quirúrgico es una de las varias posibles modalidades combinadas.

Según se ilustra adicionalmente en la Figura 7B, la unidad de formación de haz incluye el IBZ 250, 450, el escáner telecéntrico 251, 451 y el expansor de haz 252, 452. La unidad de compensación del objetivo incluye el ajuste de la distancia focal posterior (BFLA) 254, 454. Los combinadores de haz incluyen filtros dicróicos 259, 459 que tienen diferentes bandas espectrales (D1, D2 ... DN). El objetivo principal incluye una lente objetivo 259, 459 que se puede modificar de acuerdo con las formas de realización descritas en la presente memoria. Los accesorios pueden incluir, pero no se limitan a, por ejemplo, un telescopio quirúrgico, una cámara de vídeo, un sistema de análisis del frente de onda, un autorefractor, un oftalmoscopio láser de exploración (SLO), un láser, por ejemplo, un láser Pulsante/CW, un láser de femtosegundo y/o cualquier otro accesorio.

Con referencia ahora a la Figura 7C, se describirá un diagrama de bloques que ilustra una construcción generalizada de un microscopio quirúrgico con OCT integrado de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. Según se ilustra en la Figura 7C, el microscopio quirúrgico con OCT integrado incluye una unidad de formación de haz, una unidad de compensación del objetivo, combinadores de haz, un objetivo principal, objetivos suplementarios 734 y un sujeto 299, 499.

Según se ilustra adicionalmente en la Figura 7C, la unidad de formación de haz incluye el IBZ 250, 450, el escáner telecéntrico 251, 451 y el expansor de haz 252, 452. La unidad de compensación del objetivo incluye el ajuste de la distancia focal posterior (BFLA) 254, 454. Los combinadores de haz incluyen filtros dicróicos 259, 459 que tienen diferentes bandas espectrales (D1, D2). El objetivo principal incluye una lente objetivo modificada 259, 459 de acuerdo con formas de realización descritas en la presente memoria. Los accesorios opcionales se pueden acoplar

a través de los combinadores de haz que pueden ser dependientes de la longitud de onda (dicróicos) o dependientes de la polarización.

Con referencia ahora a la Figura 8, se describirá un diagrama que ilustra una trayectoria óptica OCT para la formación de imágenes quirúrgicas de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. Según se ilustra en la misma, la parte de la trayectoria óptica etiquetada (1) representa el IBZ; la parte de la trayectoria óptica etiquetada (2) representa la retransmisión telecéntrica; la parte de la trayectoria óptica etiquetada (3) representa el RBE; y la parte de la trayectoria óptica etiquetada (4) representa la lente objetivo de acuerdo con formas de realización del presente concepto inventivo.

La Figura 9A es un diagrama esquemático que ilustra otra disposición de un sistema IO-OCT de acuerdo con alguna forma de realización del presente concepto inventivo. La Figura 9A ilustra una disposición del sistema que incluye los componentes utilizados y una representación de los parámetros de primer orden (lente delgada). El montaje colimador de entrada (COL) incluye el zoom del haz de entrada y se sigue con la retransmisión telecéntrica desde el espejo galvo 1 (GM1) al espejo galvo 2 (GM2) y, a continuación, se emplea mediante la retransmisión afocal desde la lente de retransmisión 1 (RL1) a través de la lente de retransmisión 2 (RL2). Las ecuaciones de primer orden relativas a todos los parámetros ópticos del sistema se derivaron para dos casos límite extremos de apertura numérica que acotaron el espacio de actuación: un caso de alta NA (HNA) con alta resolución lateral y baja DOF; y un caso de baja NA (LNA) con baja resolución lateral y alta DOF. Estas ecuaciones se utilizaron para calcular una longitud total del sistema estimada de la fuente de fibra de entrada al ojo. El espacio de diseño se planificó para diversos parámetros de conducción, tales como el diámetro del haz de entrada y la distancia de trabajo, y se eligió una solución que proporciona una longitud total del sistema reducida para esta forma de realización.

Con este diseño de sistema de primer orden elegido, se evaluaron diversos métodos de control de la NA y el plano focal. Se determinó que un sistema IBZ entre el haz de entrada colimado y el primer espejo de exploración galvo podía proporcionar el control necesario sobre la NA y, por tanto, la resolución lateral y la DOF y la ubicación del plano focal. Un diseño de segundo orden (lente gruesa) se generó para el sistema IBZ. En algunas formas de realización, este sistema de zoom consta de 3 singletes según se ilustra, por ejemplo, en la Figura 9B, un elemento de lente negativa (c) y dos elementos positivos idénticos (b) y (d).

En funcionamiento, el primer elemento positivo (b) permanece fijo, mientras que se modifican las posiciones del elemento negativo (c) y el último positivo (d) para establecer un intervalo continuo de las condiciones de apertura numérica y focales. Un movimiento hacia delante del elemento negativo (c), acompañado con un movimiento retrógrado más corto del último elemento positivo (d) permite que el sistema IBZ pase de una configuración con HNA a LNA, y se puede coordinar para hacerlo con la posición focal constante. El movimiento del último elemento positivo (d) ajusta la ubicación del plano focal del sistema: el movimiento hacia atrás mueve el plano focal hacia delante con respecto al sujeto (es decir, más profundo en el ojo). En estas formas de realización, toda la variación se puede lograr con dos movimientos de elementos de lente. Además, este sistema de zoom se puede situar antes del sistema óptico de exploración lo que permite un diseño modular del sistema y una disminución de la complejidad del sistema.

Con referencia de nuevo a la Figura 8, con el IBZ especificado, se generó un diseño de segundo orden (lente gruesa) para el resto del sistema ilustrado en la Figura 8. Los subsistemas principales que siguen al IBZ son, en orden de la luz incidente transmitida: el primer espejo de exploración galvo (X); el sistema de lentes de retransmisión galvo (GRL); el segundo espejo de exploración galvo ortogonal (Y); y el sistema expansor del haz de retransmisión afocal (RBE). El GRL define la pupila del sistema óptico, la sitúa en el primer espejo galvo (X), y la representa en el segundo espejo galvo (Y). El sistema RBE a continuación representa esta pupila del sistema con el aumento requerido en el plano focal posterior de la lente objetivo del microscopio quirúrgico. Esta última condición, en combinación con la retransmisión del X galvo al Y galvo, es una condición necesaria que permite que el sistema sea telecéntrico en el plano focal del objetivo del microscopio. Esta condición puede conducir a una longitud de la trayectoria óptica larga para el sistema de exploración OCT. Una característica opcional adicional del diseño inventivo es diseñar la óptica de tal manera que la pupila del sistema sea virtual, lo que permite la ubicación de la pupila del sistema para solaparse a los elementos de lente precedentes, reduciendo de este modo la longitud general del sistema y la longitud de la trayectoria óptica del sistema al tiempo que se mantiene la telecentricidad del sistema.

Según se discutió anteriormente, la Figura 9B es un diagrama que ilustra un colimador (a) y un sistema de zoom del haz de entrada (IBZ) (b, c, y d) de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.

Con referencia ahora a la Figura 9C, se describirá un diagrama que ilustra el cambio de apertura numérica (NA) y la conmutación de las regiones de interés con el IBZ de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. Según se ilustra la lente colimadora (a) es seguida por el IBZ que incluye una primera lente positiva (b), una primera lente negativa (c) y una segunda lente positiva (d).

Según se utiliza en la presente memoria, el "el zoom del haz de entrada" se refiere al factor de zoom como una función de la separación de lentes primera y segunda, D1 y D2 ilustrada en la Figura 9C. El factor de zoom controla la apertura numérica (NA). Por ejemplo, con un factor de zoom = 1, el sistema está en modo de NA baja. Cuando el

factor de zoom aumenta, la NA del sistema aumenta. Según se describió anteriormente, la primera separación de lentes (D1) es la distancia a la lente negativa (c) desde la primera lente positiva (b) y la segunda separación de lentes (D2) es la distancia a la lente positiva final (d) desde la lente negativa (c).

5 Con cualquier configuración de zoom, el enfoque se puede ajustar mediante el movimiento de la lente final (c) del IBZ. El aumento de la segunda separación de lentes (D2) aumenta la potencia focal del IBZ y acorta la distancia focal del sistema. La reducción la segunda separación de lentes (D2) reduce la potencia focal del IBZ y aumenta la distancia focal del sistema. Se observará que dos grados de libertad, la separación de lentes D1 y la separación de lentes D2, proporcionan un intervalo continuo de control de la apertura numérica y el enfoque del sistema. El intervalo de control depende del espacio físico disponible para el movimiento de las lentes, las respectivas potencias de las lentes y la óptica de formación de imágenes aguas abajo, según se comprenderá por un experto en la técnica. Se observará también que las condiciones de formación de imágenes son deterministas y se pueden emplear múltiples modos de control para lograr un estado deseado, incluyendo sin limitación, el movimiento de lente secuencial o simultáneo, el movimiento de acuerdo con los valores configurados en una tabla de consulta o el ajuste con retroalimentación en base a los codificadores de posición o en respuesta a la retroalimentación de la calidad de la imagen.

20 Por lo tanto, en el caso (1) ilustrado en la Figura 9C, las separaciones D1, D2 dan como resultado alta apertura numérica (NA) (por ejemplo, la máxima NA para la configuración específica). En el caso (2), la lente negativa (c) se mueve + 9,8 mm y la lente positiva (d) se mueve -2,6 mm para dar como resultado baja NA. En el caso (3), desde la posición de baja NA del caso (2), la lente positiva (d) se mueve -5,6 mm para dar como resultado una baja NA y un enfoque profundizado.

25 Con referencia ahora a la Figura 10, se describirá un diagrama de bloques que ilustra un sistema de retransmisión telecéntrico de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. Según se ilustra en la misma, el sistema de retransmisión telecéntrico, por ejemplo, los elementos 251 y 451 descritos anteriormente, puede incluir (a) un doblete más próximo al Galvo #1 (X); (b) un singlete; (c) un singlete; (d) un doblete; (e) un plano conjugado; (f) un doblete; (g) un singlete; (h) un singlete; e (i) un doblete más próximo al Galvo #2 (Y). Según es claro a partir de los diagramas de bloques descritos anteriormente, el sistema de retransmisión telecéntrico 251, 451 sigue el IBZ 250, 450.

30 Con referencia ahora a la Figura 11, se describirá un diagrama que ilustra un sistema expansor de retransmisión de haz (RBE) de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. Según se ilustra el sistema RBE, por ejemplo, los elementos 252, 452 descritos anteriormente, pueden incluir (j) un doblete de entrada al expansor de haz más próximo al Galvo #2 (Y); (k) un singlete; (l) un singlete; (m) un doblete; (n) un doblete; (o) un singlete de compensación de corrección de la aberración; (p) un singlete; y (q) un doblete de salida del expansor de haz, más próximo al objetivo principal del microscopio. El singlete de compensación (o) se diseña para corregir las aberraciones esenciales que se sabe que surgen de la formación de imágenes con un doblete acromático básico que comprende el objetivo del microscopio. Según es claro a partir del diagrama de bloques descrito anteriormente, el sistema de retransmisión telecéntrico (251, 451) descrito con respecto a la Figura 10 se acopla al sistema RBE 252, 452 descrito con respecto a la Figura 11 y ambos se dirigen a la lente objetivo según se describió anteriormente.

40 Con referencia ahora a la Figura 12, se describirá un diagrama que ilustra una lente objetivo de alto rendimiento para un microscopio quirúrgico OCT de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. Según se ilustra en la Figura 12, la lente objetivo puede incluir vidrio crown y vidrio flint. El vidrio crown puede tener un espesor de borde de aproximadamente 3,4 mm. La lente objetivo ilustrada en la Figura 12 es una lente de alta transmisión de 70 mm que tiene un espesor axial de aproximadamente 27 mm (160 mm), 25 mm (175 mm). Este objetivo es más delgado que un objetivo de microscopio comercial estándar, tiene mejores propiedades ópticas de formación de imágenes a través de una dispersión parcial fraccionaria baja, que mejora el ancho de banda del objetivo para incorporar el espectro visible para el microscopio y la formación de imágenes en el infrarrojo cercano para la OCT.

50 En algunas formas de realización, el vidrio crown S-FPL51 ($n_d = 1,497$, $v_d = 81,5$) (vidrio de dispersión extra baja) y el vidrio flint S-NBH5 ($n_d = 1,654$, $v_d = 39,7$). En estas formas de realización, se deseaba una baja $\Delta P/\Delta v$ para mejorar un espectro secundario, donde $P =$ dispersión parcial $= (n_F - n_d)/(n_F - n_C)$ y $v =$ número v Abbe $= (n_d - 1)/(n_F - n_C)$. En algunas formas de realización, $F = 486$ nm, $d = 588$ nm y $C = 656$ nm.

En una forma de realización de la presente invención, el objetivo del microscopio se recubre con antirreflejos para el funcionamiento en los espectros visible e infrarrojo relevantes para el microscopio y el sistema OCT, respectivamente.

55 La Figura 13 es una serie de gráficos y cuadros que ilustran el rendimiento óptico telecéntrico de una lente objetivo de 150 mm con enfoque nominal de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. Una lente objetivo de 150 mm representa un objetivo de distancia focal relativamente corta que se podría utilizar en un procedimiento quirúrgico ocular. En la Figura 13, el tamaño del punto OCT en el plano focal telecéntrico se muestra a través del campo de visión medio de 10 mm, en los límites de la apertura numérica alta (HNA) según se

configura mediante el IBZ y la apertura numérica baja (LNA). Los diámetros de los puntos varían de 10 μm (HNA) a 25 μm (LNA), constantes a través del campo de visión. La telecentricidad se cuantifica tanto como planitud de campo como diferencia de longitud de trayectoria óptica (OPLD) para el haz OCT explorado y el ángulo máximo de desviación de incidencia desde la perpendicular para la incidencia de rayos en el plano focal. La OPLD máxima es de 1,7 μm o 0,017% del campo de visión y la desviación de la perpendicularidad es 0,067 grados.

La Figura 14 es una serie de gráficas y cuadros que ilustran el rendimiento óptico telecéntrico de una lente objetivo de 175 mm con enfoque nominal de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. Una lente objetivo de 175 mm representa un objetivo típico que se podría utilizar en un procedimiento quirúrgico ocular. En la Figura 14, el tamaño del punto OCT en el plano focal telecéntrico se muestra a través del campo de visión medio de 10 mm, en los límites de la apertura numérica alta (HNA) según se configura mediante el IBZ y la apertura numérica baja (LNA). Los diámetros de los puntos varían de 11 μm (HNA) a 27 μm (LNA), constantes a través del campo de visión. La OPLD máxima es de 1,7 μm o 0,017% del campo de visión y la desviación desde la perpendicularidad es 0,061 grados.

La Figura 14 es una serie de gráficos y cuadros que ilustran el rendimiento óptico telecéntrico de una lente objetivo de 175 mm con el enfoque nominal de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. Una lente objetivo de 175 mm representa un objetivo típico que se podría utilizar en un procedimiento quirúrgico ocular. En la Figura 14, el tamaño del punto OCT en el plano focal telecéntrico se muestra a través del campo de visión medio de 10 mm, en los límites de la apertura numérica alta (HNA) según se configura mediante el IBZ y la apertura numérica baja (LNA). Los diámetros de los puntos varían de 11 μm (HNA) a 27 μm (LNA), constantes a través del campo de visión. La OPLD máxima es de 1,7 μm , o 0,017% del campo de visión y la desviación de la perpendicularidad es 0.061 grados.

La Figura 15 es una serie de gráficos y cuadros que ilustran el rendimiento óptico de una lente objetivo de 150 mm mientras se cambia el enfoque OCT de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo, lo que demuestra una capacidad para cambiar el enfoque 1,7 mm más profundo con el tamaño de punto constante para el caso HNA y 20 mm más profundo con LNA. Similar comportamiento se consigue con el enfoque más superficial, aunque no se muestra en la figura.

La Figura 16 es una serie de gráficos y cuadros que ilustran el rendimiento óptico de ejemplo de una lente objetivo de 160 mm mientras se cambia el enfoque OCT de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo, lo que demuestra una capacidad de cambiar el enfoque al menos 2 mm más profundo con tamaño de punto constante para el caso HNA y al menos 10 mm más profundo con LNA. Similar comportamiento se consigue con el enfoque más superficial, aunque no se muestra en la figura.

La Figura 17 es una serie de gráficos y cuadros que ilustran el rendimiento óptico de ejemplo de una lente objetivo de 1675mm mientras se cambia el enfoque OCT de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo, lo que demuestra una capacidad de cambiar el enfoque al menos 2,4 mm más profundo con tamaño de punto constante para el caso HNA y al menos 12 mm más profundo con LNA. Similar comportamiento se consigue con el enfoque más superficial, aunque no se muestra en la figura.

Las Figuras 18A y 18B son diagramas de bloques que ilustran configuraciones convencionales para un montaje quirúrgico de lentes de formación de imágenes de retina accesorio y una configuración de acuerdo con formas de realización del presente concepto inventivo, respectivamente. Según se ilustra en la Figura 18A, utilizando una lente objetivo convencional, una lente de reducción convencional y una lente de retina convencional (por ejemplo, BIOM), el punto de pivote de la exploración OCT en el ojo se representa en el plano de la pupila de un ojo. Esta es una posición típica para la formación de imágenes OCT y está particularmente bien adaptada a la formación de imágenes OCT no viñeteadas de un ojo no midriático (no dilatado). Sin embargo, el plano de la pupila en un ojo humano no está en el centro de curvatura de la retina del ojo. La longitud de la trayectoria óptica desde el centro de la pupila hasta la periferia de la retina es generalmente significativamente más corta que la longitud de la trayectoria óptica al centro o la región macular de la retina. Tener un punto de pivote en el plano de la pupila provocará que la exploración explore alrededor de la pupila, lo que provocará que la imagen OCT parezca altamente curvada según se muestra en la Figura 18A. Según se ilustra en la misma, la OPLD (distorsión de la longitud de la trayectoria óptica) = OPLc (longitud de la trayectoria óptica hasta el centro de la retina) - OPLe (longitud de la trayectoria óptica hasta el borde de la retina), estará normalmente en el intervalo de aproximadamente 3 mm - 4 mm en un ojo adulto.

En marcado contraste, utilizando una lente objetivo optimizada 259, 459 y el sistema de lente retiniana modificado 258, 458 de acuerdo con formas de realización del presente concepto inventivo, el pivote del haz de exploración OCT se cambia hacia el centro de curvatura de la retina según se muestra en la Figura 18B. Mover el punto de pivote más atrás en el ojo proporciona una imagen OCT mucho más plana. Por lo tanto, según se ilustra en la Figura 18B, la OPLD de las formas de realización del presente concepto inventivo sería menos de 2 mm, que es una mejora dramática para un típico sistema OCT diseñado para representar una retina con una ventana de profundidad de formación de imágenes de 2 mm a 3 mm. Este objetivo de diseño requiere un ojo midriático (dilatado) o se puede producir viñeteado grave. La dilatación se utiliza comúnmente en la cirugía, y por lo tanto esta no presenta ninguna desventaja. Esto está en marcado contraste con la formación de imágenes de diagnóstico clínico, donde es

altamente deseable realizar la formación de imágenes no midriática y empujar el pivote hacia adelante de la pupila no es una solución adecuada.

Se describirán ahora diversas formas de realización del montaje de lentes quirúrgico retiniano mejorado de acuerdo con formas de realización del presente concepto inventivo, así como el rendimiento óptico relacionado de estos montajes de lentes con respecto a las Figuras 19A a 23B. Cada una de estas configuraciones está diseñada para proyectar la imagen de la pareja de galvos de exploración, que define el pivote de la exploración OCT, más profundo en el ojo por debajo del plano de la pupila.

Con referencia primero a la Figura 19A, se describirá un diagrama de un montaje quirúrgico de lentes de retina con un FOV de 100 grados, de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. Según se ilustra en la Figura 19A, una lente objetivo de microscopio se acopla a una lente de reducción con una separación de 20 mm entre las mismas. La lente de reducción se separa de la nueva lente de retina 342 (Figura 3) mediante una separación A (117 mm) y de la muestra (ojo) mediante una separación B (2,8 mm). Los detalles de los diseños de lente y las separaciones se encuentran en la tabla en la Figura 19A. La lente retiniana 342 tiene normalmente un espesor de 6,6 mm desde aproximadamente 4 mm hasta aproximadamente 10 mm. El sistema se describe operando con una configuración IBZ NA del 69% de la configuración de NA alta.

Con referencia ahora a la Figura 19B, se describirá una serie de gráficos y diagramas que ilustran el rendimiento óptico de la lente de retina quirúrgica con un FOV de 100 grados de la Figura 19A de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. El patrón de puntos OCT como una función del campo de visión medio se muestra con la lente de retina perfectamente centrada y ligeramente descentrada. El haz OCT tiene un diámetro de haz de campo centrado de 14 μm , aumentando a 80 μm en el borde del campo de visión (+ - 8,5 μm o + - 50 grados). La OPLD máxima a través del campo de visión es de 1,9 mm, lo que asegura una imagen OCT razonablemente plana a través de este amplio campo. La respuesta visible para el microscopio también se indica en el campo central. La resolución lateral de la señal visible es de aproximadamente 22 μm .

Con referencia ahora a la Figura 20A, se describirá un diagrama de un montaje quirúrgico de lentes de retina con un FOV de 100 grados de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. Según se ilustra en la Figura 20A, una lente objetivo se acopla a una lente de reducción con una separación de 20 mm entre las mismas. La lente de reducción se separa de una lente condensadora 340 (Figura 3) mediante una separación A. La lente de retina 342 (Figura 3) se separa de la lente condensadora 340 mediante una separación B y de la muestra (ojo) mediante una separación C. Los detalles de las separaciones se encuentran en la tabla en la Figura 20A.

Con referencia ahora a la Figura 20B, se describirán una serie de gráficos y diagramas que ilustran el rendimiento óptico de la lente de retina quirúrgica con un FOV de 100 grados de la Figura 20A de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. El patrón de puntos OCT como una función del campo de visión medio se muestra con la lente de retina perfectamente centrada y ligeramente descentrada. El haz OCT tiene un diámetro del haz de campo central de 14 μm , aumentando a 28 μm en el borde del campo de visión (+ - 8,5 μm o + - 50 grados). La OPLD máxima a través del campo de visión es de 1,9 mm, lo que asegura una imagen OCT razonablemente plana a través de este amplio campo. La respuesta visible para el microscopio también se indica en el campo central. La resolución lateral de la señal visible es de aproximadamente 40 μm . El rendimiento OCT es superior al diseño de la Figura 19A, con un ligero coste para la resolución visible y la complejidad de la lente.

Con referencia ahora a la Figura 21A, se describirá un diagrama de un montaje quirúrgico de lentes de retina con un FOV de 60 grados, de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. Según se ilustra en la Figura 21A, una lente objetivo se acopla a una lente de reducción con una separación de 20 mm entre las mismas. La lente de reducción se separa de la lente de retina 342 (Figura 3) mediante una separación A y de la muestra (ojo) mediante una separación B. Los detalles de las separaciones se encuentran en la tabla en la Figura 21A. El sistema se describe funcionando con la configuración de NA alta.

En esta forma de realización, la lente esférica quirúrgica 342 es una sola lente esférica de doble cara, intercalando un espesor adicional que permite a ambas superficies actuar como dos lentes individuales y proporciona corrección adicional debido a las alturas del rayo principal considerablemente diferentes en ambas superficies al tiempo que se reducen de nuevo las reflexiones y la complejidad óptica por tener un menor número de superficies que potencialmente podrían reflejar más luz. Se entenderá que la lente esférica no se puede fabricar arbitrariamente gruesa por un número de razones. Primero, puesto que esta lente sirve para colimar la luz saliente del sistema OCT en el ojo, no debe acercarse demasiado al plano conjugado de la retina para evitar las reflexiones de retorno en el sistema OCT. Segundo, si la lente se hizo tan gruesa que el plano conjugado retinal fuese interno a la lente entonces la lente sería extremadamente difícil de fabricar. Además, esta lente tiene ambas de sus superficies considerablemente simétricas tanto en las curvaturas base como en las excentricidades para un coste de fabricación en cierto modo reducido.

En algunas formas de realización, el plano principal P1 es 6,898 mm interno a la lente de la superficie S1, mientras que el plano principal P2 es - 6,898 mm interno a la lente de la superficie S2 y la lente es de 21 mm de espesor. La distancia relativamente grande de los planos principales desde cada superficie es lo que permite, en esencia, diferentes alturas rayo principal en cada superficie. El rayo principal máximo para la luz OCT es casi telecéntrico

cerca del plano conjugado retinal y forma un ángulo de 1,06 grados con el eje óptico. La altura del rayo principal máxima en S1 de la lente quirúrgica retinal es 6,122 mm mientras que el mismo rayo principal en S2 es solamente 3,878 mm, lo que permite que cada superficie actúe casi como una lente individual. En algunas formas de realización, los radios Base = 25,697 mm (ambos convexos); K = -3,679 (constante cónica); Espesor = 21 mm; y EFL = 18 mm a 587,6 nm.

Con referencia ahora a la Figura 21B, se describirán una serie de gráficos y diagramas que ilustran el rendimiento óptico de la lente de retina quirúrgica con un FOV de sesenta grados de la Figura 21A de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. El patrón de puntos OCT como una función del campo de visión medio se muestra con la lente de retina perfectamente centrada y ligeramente descentrada. El haz OCT tiene un diámetro de haz de campo central de 8 μm , aumentando a 17 μm en el borde del campo de visión (+ - 5,5 μm o + - 30 grados). La OPLD máxima a través del campo de visión es de 0,9 mm, lo que asegura una imagen OCT razonablemente plana a través de este amplio campo. La respuesta visible para el microscopio también se indica en el campo central. La resolución lateral de la señal visible es de aproximadamente 32 μm .

Con referencia ahora a la Figura 22A, se describirá un diagrama de un montaje quirúrgico de lentes de retina con un FOV de 60 grados, de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. Según se ilustra en la Figura 22A, una lente objetivo se acopla a una lente de reducción con una separación de 20 mm entre las mismas. La lente de reducción se separa de la lente de retina 342 (Figura 3) mediante una separación A y de la muestra (ojo) mediante una separación B. Los detalles de las separaciones se encuentran en la tabla en la Figura 22A.

Con referencia ahora a la Figura 22B, se describirán una serie de gráficos y diagramas que ilustran el rendimiento óptico de la lente de retina quirúrgica con un FOV de sesenta grados de la Figura 22A de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. El patrón de puntos OCT como una función del campo de visión medio se muestra con la lente de retina perfectamente centrada y ligeramente descentrada. El haz OCT tiene un diámetro del haz de campo central de 7 μm , aumentando a 9 μm en el borde del campo de visión (+ - 5,5 μm o + - 30 grados). La OPLD máxima a través del campo de visión es de 0,7 mm, lo que asegura una imagen OCT razonablemente plana a través de este amplio campo. La respuesta visible para el microscopio también se indica en el campo central. La resolución lateral de la señal visible es de aproximadamente 45 μm .

Con referencia ahora a la Figura 23A, se describirá un diagrama de un montaje quirúrgico de lentes de retina con un FOV de 80 grados de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. Según se ilustra en la Figura 23A, una lente objetivo se acopla a una lente de reducción con una separación de 20 mm entre las mismas. La lente de reducción se separa de la lente de retina 342 (Figura 3) mediante una separación A y de la muestra (ojo) mediante una separación B. Los detalles de las separaciones se encuentran en la tabla en la Figura 23A.

Con referencia ahora a la Figura 23B, se describirán una serie de gráficos y diagramas que ilustran el rendimiento óptico de la lente de retina quirúrgica con un FOV 80 grados de la Figura 23A de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. El patrón de puntos OCT como una función del campo de visión medio se muestra con la lente de retina perfectamente centrada y ligeramente descentrada. El haz OCT tiene un diámetro del haz de campo central de 12 μm , aumentando a 16 μm en el borde del campo de visión (+ - 7,3 μm o + - 40 grados). La OPLD máxima a través del campo de visión es de 1,3 mm, lo que asegura una imagen OCT razonablemente plana a través de este amplio campo. La respuesta visible para el microscopio también se indica en el campo central. La resolución lateral de la señal visible es de aproximadamente 48 μm .

Las formas de realización de la presente invención descritas anteriormente son generales para la integración de un elemento de acoplamiento OCT en el espacio infinito del microscopio quirúrgico de zoom estereoscópico, doblando la trayectoria de formación de imágenes del microscopio con un filtro dicróico. Las restricciones se han limitado a acceder a este espacio infinito. Una forma de realización alternativa es dirigir al menos una parte de la trayectoria óptica paralela a las trayectorias oculares del microscopio, para minimizar o eliminar la necesidad de acoplar elementos en el espacio infinito, obviando potencialmente de este modo cualquier impacto sobre las distancias de trabajo quirúrgicas y produciendo potencialmente un sistema de formación de imágenes multimodal simplificado, más compacto. Este concepto de implementación se denominará como un microscopio OCT de canal central (quirúrgico) (CCOM).

Al considerar cómo construir un CCOM, es decir, para integrar un sistema OCT en un estereomicroscopio quirúrgico, se deben definir los parámetros que definen el haz OCT. Hay tres parámetros principales que caracterizan el haz OCT: (1) la apertura numérica del haz enfocado o NA; (2) el campo de visión sobre el que se puede explorar el haz enfocado; y (3) el grado de telecentricidad del haz enfocado sobre el campo explorado. Las ecuaciones que gobiernan cómo estos parámetros están relacionados con los parámetros del sistema de microscopio se describen a continuación con referencia a las Figuras 24 a 27 a continuación.

Con referencia primero a la Figura 24, un diagrama que ilustra las condiciones de telecentricidad OCT de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. Si se requiere la exploración telecéntrica, entonces también se deben cumplir las condiciones telecéntricas: 1) la pupila de salida del sistema OCT está en un

plano focal de la lente objetivo del microscopio; y 2) los ejes ópticos de la lente objetivo del microscopio y OCT son colineales.

5 La NA_O es la apertura numérica OCT según se define por el ángulo medio del haz de enfoque; la máxima NA a la que la OCT funciona determina su resolución lateral limitante. La NA_O está representada por la Ecuación (3) presentada a continuación:

$$NA_O = \frac{1,22 \cdot \lambda_O}{2 \cdot \rho} = \sin \beta$$

10 donde β es el ángulo medio del haz de enfoque OCT; λ_O es la longitud de onda central OCT; y ρ es la resolución lateral OCT, se supone que el diámetro del haz OCT colimado es igual al radio del disco de Airy $\emptyset B$, es decir, el haz OCT en el espacio infinito entre la pupila de salida y la lente objetivo. $\emptyset B$ se representa por la Ecuación (4) presentada a continuación:

$$\emptyset B \cong \frac{1,22 \cdot \lambda_O \cdot F}{\rho} = 2F \cdot NA_O$$

donde F es la distancia focal efectiva de la lente objetivo del microscopio quirúrgico y está ligada al campo de visión explorado $\emptyset V$ por la Ecuación (5) presentada a continuación:

$$F \cdot \tan \alpha = \frac{\emptyset V}{2},$$

15 donde $\tan \alpha \approx \alpha$ para ángulos pequeños, tenemos $\alpha \cong \frac{\emptyset V}{2F}$, donde α es el ángulo de exploración máximo del sistema OCT. $\emptyset V$ es el diámetro del campo de visión del sistema de lentes del microscopio OCT.

$\emptyset A$ es el diámetro de apertura libre en la lente objetivo requerido para el haz OCT y representado por la Ecuación (6) presentada a continuación:

$$\emptyset A = \emptyset B + \emptyset V$$

20 Los microscopios estereoscópicos quirúrgicos normalmente utilizan dos o más sistemas de lentes de zoom de retransmisión afocales (ARZL) que miran a través de una lente objetivo común. Los sistemas ARZL individuales para los canales de visión izquierdo y derecho tienen sus ejes ópticos paralelos y desplazados del eje óptico de la lente objetivo común para proporcionar estereopsis. Cada canal de visualización en el cuerpo de un estereomicroscopio quirúrgico consta de los siguientes sistemas ópticos clave, enumerados en orden comenzando desde el objetivo (o sujeto): 1) la lente objetivo común; 2) un sistema de retransmisión de zoom afocal; 3) una lente tubular para formar una imagen intermedia; y 4) un sistema de prisma erigido para corregir la orientación de la imagen. Las imágenes intermedias para cada canal de visualización se representan en los detectores finales - estos pueden ser tanto los ojos o cámaras del cirujano - a través de sistemas de lentes de óptica binocular. Dado que los sistemas de óptica binocular se diseñan a menudo para ser módulos intercambiables, no es necesario considerarlos cuando se contempla la integración de un sistema OCT en el microscopio quirúrgico. Además, el sistema de prisma erigido y la lente tubular están generalmente estandarizados para una familia de diseños de estereomicroscopios, lo que significa que sus parámetros no dirigen el diseño de integración del sistema OCT. Esto deja el sistema de lentes de zoom de retransmisión afocales y la lente objetivo como los sistemas ópticos de principal importancia en la dirección del diseño del sistema OCT integrado.

35 Con referencia ahora a la Figura 25, se describirá un diagrama que ilustra las condiciones de las lentes de zoom de retransmisión afocal de un estereomicroscopio quirúrgico de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. El sistema de lentes de zoom de retransmisión afocal se caracteriza por 3 parámetros clave: (1) la NA de funcionamiento con ampliación máxima; (2) el campo de visión con una ampliación mínima; y (3) la relación de zoom o la relación de ampliación máxima a mínima. Dado que el sistema de lentes de zoom de retransmisión afocal funciona en el espacio infinito por encima de la lente objetivo, la ampliación que proporciona es puramente angular. Las ecuaciones enumeradas a continuación rigen como los parámetros del sistema de lentes de zoom de retransmisión afocal se relacionan con los parámetros del sistema de estereomicroscopio.

45 La NA_m es la apertura numérica del único canal de visualización del microscopio según se definió por el ángulo medio del haz de enfoque anteriormente; la máxima NA en la que el microscopio funciona determina su resolución lateral limitante. La NA_m se representa por la Ecuación (7) presentada a continuación:

$$NA_m = \frac{1,22 \cdot \lambda_m}{2 \cdot r} = \sin \delta$$

donde δ es el ángulo medio del haz de enfoque del canal de visualización del microscopio; λ_m es la longitud de onda del canal central de visualización del microscopio; y r es la resolución del canal lateral de visualización del microscopio, supuesta que es igual al radio del disco de Airy.

ØP es el diámetro del haz en el canal de visualización del microscopio en el espacio infinito y se representa por la Ecuación (8) presentada a continuación:

$$\varnothing P \cong \frac{1,22 \cdot \lambda_m \cdot F}{r} = 2F \cdot NA_m$$

5 donde F es la distancia focal efectiva de la lente objetivo del microscopio quirúrgico. M es la ampliación de la lente de zoom de retransmisión afocal y se representa por la Ecuación (9) presentada a continuación:

$$M = \frac{\tan \varepsilon}{\tan \gamma}$$

donde γ es ángulo del rayo principal lateral del objetivo para lentes de zoom de retransmisión afocales y ε es el ángulo del rayo principal lateral de la imagen para lentes de zoom de retransmisión afocales.

10 γ_o es el ángulo de rayo principal para el punto del campo del objetivo en el borde del campo de visión de ampliación mínima y se representa por la Ecuación (10) presentada a continuación:

$$\gamma_o \cong \tan \gamma_o = \frac{\varnothing Q}{2F}$$

donde ØQ es el diámetro del campo de visión del microscopio con ampliación mínima.

z es la relación de aumento de la lente de zoom de retransmisión afocal (normalmente z = 6 para estereomicroscopios quirúrgicos) y se representa por la Ecuación (11) presentada a continuación:

$$15 \quad z = \frac{M_m}{M_o} = \frac{\tan \varepsilon_m}{\tan \varepsilon_o} \cdot \frac{\tan \gamma_o}{\tan \gamma_m} = \frac{\tan \varepsilon_m}{\tan \varepsilon_o} \cdot \frac{\varnothing Q}{\varnothing R}$$

20 donde M_m es la ampliación máxima de la lente de zoom de retransmisión afocal; M_o es la ampliación mínima de la lente de zoom de retransmisión afocal; γ_m es el ángulo del rayo principal para el punto del campo del objetivo en el borde del campo de visión de ampliación máxima; ε_m es el ángulo del rayo principal en el lado de la imagen de la lente de zoom de retransmisión afocal para la entrada γ_m (máx. ampliación); ε_o es el ángulo del rayo principal en el lado de la imagen de la lente de zoom de retransmisión afocal para la entrada γ_o (min. ampliación); y ØR es el diámetro del campo de visión del microscopio con ampliación máxima.

La ecuación (12) presentada a continuación ilustra cómo los ángulos de los rayos principales del campo completo en el lado del objetivo de la lente de zoom de retransmisión afocal se relacionan en los extremos de zoom.

$$\gamma_m \cong \tan \gamma_m = \frac{\tan \gamma_o}{z} \cong \frac{\varnothing Q}{2zF}$$

25 Para una lente de zoom de retransmisión afocal bien diseñada, la ubicación aparente de la imagen no debe cambiar cuando se varía la ampliación. Esta condición se expresa por la Ecuación (13) presentada a continuación:

$$\frac{\tan \varepsilon_m}{\tan \varepsilon_o} = 1 \text{ (zoom bien diseñado)}$$

Con las condiciones de rendimiento de un estereomicroscopio quirúrgico con zoom definidas, se pueden definir las limitaciones y las condiciones de diseño para un CCOM.

30 Con referencia ahora a la Figura 26, se describirá un diagrama que ilustra las condiciones de un estereomicroscopio quirúrgico de canal central con OCT integrado (CCOM) de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. Una manera de integrar un sistema OCT en un estereomicroscopio quirúrgico al tiempo que se satisfacen las condiciones de exploración telecéntrica descritas anteriormente es hacer espacio para el haz OCT centrado en el eje óptico de la lente objetivo con los sistemas ARZL (2 ó 4, dependiendo de si hay canales de visualización dedicados para un ayudante del cirujano) desplazado del eje óptico de la lente objetivo por una distancia mínima que permite que la trayectoria del haz OCT permanezca libre. En algunas formas de realización, el tubo del objetivo del sistema ARZL simplemente toca el haz OCT en ángulo de exploración máximo. En estas formas de realización, el desplazamiento ARZL mínimo y el diámetro del borde de la lente objetivo mínimo se pueden calcular de acuerdo con las ecuaciones descritas a continuación.

40 Este análisis de primer orden supone que la pupila de salida del ARZL es coincidente con la lente inferior y el tubo del objetivo mecánico. En realidad, este no será el caso, pero esta es una aproximación cercana.

$\varnothing E$ es el diámetro de borde mínimo de la lente objetivo del microscopio que se ajustará a un sistema OCT y un sistema ARZL con parámetros dados y se representa por la Ecuación (14) presentada a continuación:

$$\frac{\varnothing E}{2} = d_1 + d_2 + d_3 + d_4$$

5 donde $d_1...d_4$ son distancias laterales según se muestran en la Figura 26 con las relaciones exactas dadas individualmente a continuación.

O es el desplazamiento de eje óptico ARZL desde el eje óptico de la lente objetivo y se representa por la Ecuación (15) presentada a continuación:

$$O = d_1 + d_2 + \frac{\varnothing G}{2}$$

donde $\varnothing G$ es el diámetro del tubo del objetivo mecánico ARZL.

10 La distancia d_1 desde el eje óptico de la lente objetivo del haz principal del haz OCT con el ángulo de exploración máximo medido en el plano de la pupila de salida de la ARZL se representa por la Ecuación (16) presentada a continuación:

$$d_1 = (F - H) \cdot \tan \alpha$$

donde H es la altura de la ARZL por encima de la lente objetivo.

15 La distancia d_2 desde el rayo principal del haz OCT con el ángulo de exploración máximo hasta el borde del tubo del objetivo mecánico ARZL medido en el plano de la pupila de salida de la ARZL cuando el haz OCT apenas roza el tubo del objetivo ARZL se representa por la Ecuación (17) presentada a continuación:

$$d_2 = \frac{\varnothing B}{2 \cos \alpha}$$

20 La distancia d_3 desde el borde interior del tubo del objetivo ARZL al borde exterior del haz de rayos del canal de visualización de campo completo medida en el plano de la pupila de salida ARZL se representa por la Ecuación (18) presentada a continuación:

$$d_3 = \frac{\varnothing G + \varnothing P}{2}$$

25 La distancia d_4 desde el borde exterior del haz de rayos del canal de visualización de campo completo al borde de la lente objetivo medida en el plano de la pupila de salida ARZL se representa por la Ecuación (19) presentada a continuación:

$$d_4 = H \tan \gamma_m$$

La expresión completa para el diámetro mínimo de la lente objetivo necesaria para adaptarse a un canal de OCT centrado rodeado por ARZL con los parámetros dados se representa por la Ecuación (20) presentada a continuación:

$$30 \quad \varnothing E = \varnothing V \left(1 - \frac{H}{F}\right) + 2NA_{OCT} \sqrt{F^2 + \left(\frac{\varnothing V}{2}\right)^2} + F \cdot NA_{AZ} + \varnothing G + \frac{H \cdot \varnothing Q}{z \cdot F}$$

Para los sistemas OCT con la más alta NA (alta resolución), los desplazamientos de la ARZL y los diámetros de la lente objetivo pueden necesitar ser impracticablemente grandes. En dicha circunstancia, puede ser deseable diseñar un híbrido entre el diseño acoplado al espacio infinito y el diseño CCOM para un microscopio OCT (quirúrgico) de canal central de trayectoria doblada (FCCOM).

35 Con referencia ahora a la Figura 27, se describirá un diagrama que ilustra las condiciones del estereomicroscopio quirúrgico con OCT integrada de canal central de trayectoria doblada (FCCOM) de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. En estas formas de realización, se utiliza un espejo dicróico en el espacio entre la ARZL y la lente objetivo para doblar hacia dentro el haz OCT, al tiempo que las trayectorias de visualización del microscopio miran a través de él. Un objetivo es minimizar el espacio requerido para lograr este
40 doblez, principalmente para reducir la altura del cuerpo del microscopio. La altura mínima se logra cuando el ángulo de incidencia, φ , es un mínimo. Para el caso extremo en que el espejo dicróico apenas toque el borde exterior de la

lente objetivo y el haz de OCT doblado apenas toque el borde opuesto de la lente objetivo, la condición de ángulo mínimo está dada por la Ecuación (21) presentada a continuación:

$$\frac{(E + A) \cdot \cos(2\varphi + \alpha)}{\sin[2(\varphi + \alpha)]} = \frac{(E - A) \cdot \sin \varphi}{\cos(\varphi + \alpha)}$$

5 Esta ecuación es no lineal y no se puede resolver analíticamente, pero se puede resolver numéricamente. Para un estereomicroscopio quirúrgico típico y los parámetros OCT de alta NA, φ_{\min} resulta ser aproximadamente 37° . Tenga en cuenta que, en esta geometría, el ángulo φ está relacionado con el ángulo dicróico según se describió en la Ecuación (1) anterior por $\varphi = 90^\circ - \theta$ y por lo tanto el valor máximo de θ es de aproximadamente 53° .

10 No es necesario que el espejo dicróico de doblado se extienda a través de todo el diámetro de la lente objetivo común. Si los sistemas ARZL están localizados, entonces el espejo dicróico sólo necesita ser lo suficientemente grande como para no acortar los canales de visualización del microscopio. Esta disposición puede tener ventajas para la introducción de la iluminación del plano focal a través de los espejos dicróico y/o de doblado. En los estereomicroscopios quirúrgicos convencionales los sistemas de iluminación se introducen normalmente en el espacio entre la ARZL y la lente objetivo. Por lo tanto, en la configuración OCT de doblado este espacio se puede utilizar para un doble propósito: la iluminación y el acoplamiento del sistema OCT al tiempo que se minimiza el impacto a las distancias de trabajo quirúrgicas, de acuerdo con las formas de realización descritas en la presente memoria.

20 Con referencia ahora a la Figura 28, se describirá un diagrama de flujo que ilustra un método de formación de imágenes que utiliza un microscopio quirúrgico de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. Las operaciones empiezan en el bloque 2800 mediante la selección de una región de interés (ROI) en la muestra, por ejemplo, un ojo, con una ROI que es uno de una córnea, una lente, un segmento anterior, un segmento posterior, una retina o similar. Se seleccionan y configuran un objetivo principal del microscopio y cualquier lente accesorio para el sistema de microscopio (bloque 2810), por ejemplo, un objetivo de distancia focal optimizada a 175mm y una lente de retina quirúrgica de 100 grados. Si es necesario, la trayectoria OCT se puede ajustar de manera que la distancia focal posterior coincida con la lente objetivo (bloque 2820). Se ajusta el brazo de referencia en consecuencia (bloque 2830) tal que la longitud de la trayectoria del brazo de referencia coincida con la longitud de la trayectoria OCT para la ROI. Se ajusta la apertura numérica (bloque 2840) de manera que el brillo de la imagen cumpla el requisito de uniformidad quirúrgico y la resolución lateral cumpla con los requisitos de resolución quirúrgicos. Se ajusta el enfoque (bloque 2850) de manera que el enfoque óptimo se dirija a la profundidad de interés dentro de la ROI; la posición focal puede estar en el plano focal del microscopio o por encima o por debajo de este plano de acuerdo a las necesidades del cirujano. Se obtienen la imagen, imágenes o visualización de vídeo continua (bloque 2860) utilizando estas configuraciones. Se realiza una determinación de si se han obtenido la(s) imagen(es) deseada(s) (bloque 2870). Si se han obtenido las imágenes deseadas (bloque 2870), con la calidad de imagen deseada, las operaciones pueden cesar hasta que se desee otra imagen. Si, por el contrario, se determina que no se ha obtenido la(s) imagen(es) deseada(s), las operaciones vuelven al bloque 2840 y se repiten hasta que se obtienen las imágenes y calidad de imagen deseadas.

40 Con referencia ahora a la Figura 29, se describe un diagrama de flujo que ilustra un método de formación de imágenes durante un procedimiento quirúrgico utilizando un microscopio quirúrgico con OCT integrada de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. Según se ilustra en la Figura 29, las operaciones comienzan en el bloque 2905 mediante la selección de una ROI para ser representada en la muestra, por ejemplo, el ojo, y según se describió anteriormente. El brazo de referencia se ajusta (bloque 2915). La NA para la uniformidad de resolución/brillo (bloque 2925) y el enfoque para el brillo (bloque 2927) se ajustan. Las imágenes se adquieren utilizando las configuraciones actuales (bloque 2935). Un conjunto inicial de parámetros clínicos se calcula en base a las configuraciones actuales y las imágenes adquiridas (bloque 2937).

45 Estos parámetros clínicos pueden incluir una forma de una superficie anterior de una córnea, la forma de una superficie estromal anterior de una córnea, la forma de una superficie del endotelio de una córnea y cualesquiera parámetros relevantes que puedan derivarse de dichas medidas incluyendo, pero no limitados a mapas de paquimetría, mapas de curvatura, potencias de refracción, mapas de aberración, valores de queratometría y similares. Los parámetros clínicos pueden incluir además un ángulo iridocorneal, un espesor de esclerótica, una geometría de vesícula, una posición del Canal de Schlemm y similares. Los parámetros clínicos también pueden incluir un diámetro de pupila, un espesor de cápsula de lente, un espesor de lente o similares. Los parámetros clínicos pueden todavía aún incluir un área o espesor de membrana retiniana, un espesor de una capa retiniana particular, la geometría de una patología en particular en la retina o similares. Los parámetros clínicos pueden ser cualquier parámetro de este tipo directamente observable y medible con un sistema de formación de imágenes OCT o parámetros derivados de dichos observables directos.

55 El protocolo quirúrgico se diseñó utilizando al menos en parte uno o más de estos parámetros clínicos como orientación. El procedimiento quirúrgico se inició utilizando los parámetros iniciales (bloque 2945). La NA (bloque 2947) y el enfoque para el brillo en el procedimiento en la ROI (bloque 2955) se ajustan para optimizar la visualización del procedimiento. Se adquieren imágenes adicionales (bloque 2957) y el procedimiento quirúrgico

continúa al menos en parte en respuesta a las imágenes de OCT visualizadas. La NA (bloque 2965) y el enfoque para el brillo en el procedimiento en la ROI (bloque 2967) se ajustan, si es necesario, ya sea para mejorar la calidad de la imagen o para observar estructuras que se pueden afectar de forma secundaria por el procedimiento. Por ejemplo, durante un procedimiento de cataratas, puede ser deseable visualizar la retina para observar cualquier tracción transmitida a la retina. Las implicaciones secundarias observables por el cirujano con la OCT serán comprendidas por el cirujano como experto en la técnica. Más imágenes se adquieren utilizando la nueva configuración (bloque 2975). Cuando el procedimiento se acerca a su fin, se calcula un nuevo conjunto de parámetros clínicos en base a las imágenes adquiridas posteriormente y las configuraciones asociadas (bloque 2977). Los parámetros clínicos iniciales y los nuevos parámetros clínicos se comparan (bloque 2985) y se hace una determinación de si se han logrado los resultados deseados (bloque 2987). Si los resultados deseados han sido logrados (bloque 2987), las operaciones cesan. Si, por el contrario, los resultados deseados no son logrados (bloque 2987), entonces las operaciones vuelven al bloque 2945 y se repiten hasta que se logren los resultados deseados.

Como un adjunto para controlar la profundidad de campo OCT a través del control NA, la profundidad de la ventana (dominio de Fourier) se puede ajustar controlando el intervalo de muestreo espectral, según se ilustra en la Figura 30. Con referencia ahora a la Figura 30, se describirá una serie de gráficos que ilustran el ajuste de la profundidad de campo de la imagen a través de la selección del intervalo de muestreo espectral de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo.

Como es ahora bien conocido en la técnica, la ventana de imagen FDOCT es una función del intervalo de muestreo espectral. La profundidad de la ventana de imagen observable máxima se corresponde con el intervalo de muestreo espectral mínimo. En un sistema de dominio espectral, una separación de pixel del espectrómetro limita la profundidad de la imagen. En un sistema de fuente de barrido, las limitaciones de hardware en el muestreo espectral establecen la limitación. Por el contrario, la profundidad de la imagen observable se puede reducir a la mitad o la cuarta parte doblando o cuadruplicando el intervalo de muestreo espectral. Con un intervalo espectral fijo, no se afecta la resolución, la profundidad de la ventana se reduce y el número de píxeles se reduce correspondientemente. Este procedimiento tiene la ventaja de mostrar sólo la región de interés, cuando se dirige a una región limitada de interés y lo puede hacer con menor coste de cálculo, porque se reduce el número de puntos de datos. De esta manera, hay un enfoque aumentado en la región de interés, coste de cálculo reducido y adquisición y visualización potencialmente más rápidas para la información más rápida al cirujano.

Con referencia ahora a la Figura 31, se describirá un diagrama que ilustra un sistema óptico OCT de acuerdo con algunas formas de realización del presente concepto inventivo. En esta forma de realización, el sistema fue configurado para corregir las aberraciones de orden más alto en el intervalo de exploración requerido, lo que da como resultado el sistema mostrado en la Figura 31. Este diseño del sistema óptico se puso a punto para reducir las reflexiones de retorno que se acoplan eficientemente en la fibra fuente con el fin de reducir el ruido en la señal OCT. El sistema ilustrado en la Figura 31 contiene 13 singletes y 7 dobles (todos con superficies esféricas) que se pueden doblar hasta encajar en un volumen de 50 mm x 125 mm x 150 mm.

Finalmente, los sistemas ópticos OCT de acuerdo con algunas formas de realización descritas en la presente memoria pueden actuar de manera óptima como el objetivo de microscopio específico o la gama de objetivos de microscopio para la que están diseñados. En contraste con ambos, los sistemas OCT oftálmicos de diagnóstico y los microscopios de laboratorio, los microscopios quirúrgicos tienen distancias de trabajo muy largas, que varían normalmente desde aproximadamente 150 mm hasta aproximadamente 175 mm, pero que se extienden desde aproximadamente 125 mm hasta aproximadamente 200 mm. Además, el concepto de integración OCT en microscopios de laboratorio ya ha sido comercializado por Biotigen, según se ilustra en la Figura 1D para un sistema con una distancia focal de objetivo de 75 mm. Además, el objetivo del microscopio se diseña con las demandas de formación de imágenes quirúrgicas (o formación de imágenes de laboratorio) y la corrección de color en mente. Estos objetivos de diseño no siempre son inmediatamente consistentes con los requisitos de formación de imágenes OCT de alta calidad. Además, la variedad de sistemas y aplicaciones quirúrgicas significa que esta interfaz OCT debe adaptarse a una amplia variedad de objetivos de microscopio, aplicaciones de laboratorio y quirúrgicas.

Para proporcionar la interfaz OCT más flexible, la arquitectura del sistema se divide en dos subsistemas que llamaremos la Retransmisión OCT y el Objetivo OCT. La Retransmisión OCT según se describe proporciona flexibilidad en el control de la apertura numérica y el control focal del sistema OCT. El objetivo OCT es el sistema final de múltiples lentes que incluye el objetivo del microscopio y establece la pupila de salida del sistema OCT, incluyendo cualquier adaptación de la distancia focal posterior. La pupila de salida se debe colocar en el plano focal frontal del objetivo del microscopio. El objetivo OCT se puede adaptar a cualquier objetivo de microscopio, con la pupila de salida virtual que reduce de las limitaciones mecánicas de colocar una pupila de salida verdadera. Además, el elemento de múltiples lentes anterior al objetivo del microscopio es útil para configurar una polarización focal para el sistema OCT en relación con el sistema de microscopio, lo que permite el control focal del zoom del haz de entrada para optimizar el enfoque alrededor de este punto de polarización para un control y optimización aumentados de la imagen OCT.

Las características del presente concepto inventivo extienden el intervalo de utilidad de esta interfaz OCT de Microscopio desde la larga distancia de trabajo de un microscopio quirúrgico hasta las más cortas distancias de trabajo de un microscopio de laboratorio.

5 Las formas de realización de ejemplo se describieron anteriormente con referencia a diagramas de bloques y/o ilustraciones de diagramas de flujo de los sistemas y dispositivos. Las funciones/actos señalados en los bloques pueden producirse fuera del orden señalado en los diagramas de flujo. Por ejemplo, dos bloques mostrados en sucesión pueden de hecho ser ejecutados, en esencia, de forma simultánea o los bloques se pueden a veces ejecutar en orden inverso, dependiendo de la funcionalidad/actos involucrados. Además, la funcionalidad de un bloque dado de los diagramas de flujo y/o diagramas de bloques se puede separar en múltiples bloques y/o la funcionalidad de dos o más bloques de los diagramas de flujo y/o diagramas de bloques se puede al menos integrar parcialmente.

10 En los dibujos y memoria descriptiva, se han descrito formas de realización de ejemplo del concepto inventivo. Sin embargo, se pueden hacer muchas variaciones y modificaciones a estas formas de realización sin apartarse, en esencia, de los principios del presente concepto inventivo. Por consiguiente, aunque se utilizan términos específicos, se utilizan solo en un sentido genérico y descriptivo y no con fines de limitación, estando el alcance del concepto inventivo definido por las siguientes reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de microscopio quirúrgico con tomografía de coherencia óptica (OCT), comprendiendo el sistema OCT:
 - 5 un brazo de muestreo (240) acoplado a la trayectoria de formación de imágenes de un microscopio quirúrgico (255), comprendiendo el brazo de muestreo (240):
 - un conjunto de zoom del haz de entrada (250) que incluye al menos dos lentes móviles configuradas para proporcionar control de forma para un haz de señal OCT;
 - un conjunto de exploración (251) que incluye al menos un espejo de exploración y
 - 10 un expansor de haz (252) configurado para establecer el diámetro del haz de señal OCT incidente en el objetivo de microscopio (259),
 - en donde el control de forma incluye controles separables para la apertura numérica y la posición focal del haz OCT representado,
 - en donde la muestra es un ojo,
 - 15 en donde el microscopio quirúrgico tiene una lente objetivo, en donde un montaje de lentes de formación de imágenes retinianas (258) se sitúa entre la lente objetivo del microscopio (259) y el ojo, caracterizado por que el montaje de exploración es un montaje de exploración telecéntrica que incluye un primer espejo de exploración y un segundo espejo de exploración, teniendo el primer espejo de exploración una primera imagen que se transmite en el segundo espejo de exploración, en donde el montaje de lentes de formación de imágenes retinianas (258) representa un conjugado de los espejos de exploración en una posición posterior a un plano pupilar del ojo.
 - 20 2. El sistema OCT de la reivindicación 1, en donde el haz de señal OCT se acopla a la trayectoria de formación de imágenes del microscopio a través de un divisor de haz (220).
 3. El sistema OCT de la reivindicación 2, en donde el divisor de haz (220) se configura con un ángulo de no menos de 48 grados y no mayor de 55 grados con respecto al eje óptico de la lente objetivo del microscopio (259).
 4. El sistema OCT de la reivindicación 2 o la reivindicación 3, en donde el divisor de haz (220) es un filtro dicróico.
 - 25 5. El sistema OCT de cualquier reivindicación precedente, en donde el expansor de haz (252) comprende un compensador de aberración.
 6. El sistema OCT de cualquier reivindicación precedente, en donde un ajuste de la longitud de la trayectoria se incluye en el brazo de muestreo (240) entre el expansor de haz (252) y la lente objetivo del microscopio (259) para adaptarse a las variaciones en la distancia focal de la lente objetivo del microscopio (259).
 - 30 7. El sistema OCT de cualquier reivindicación precedente, en donde el montaje de exploración telecéntrica (251) comprende un primer espejo de exploración que tiene una imagen transmitida sobre un segundo espejo de exploración y en donde una pupila de salida del brazo de muestreo OCT está en el plano focal posterior de la lente objetivo del microscopio (259).
 8. El sistema OCT de la reivindicación 7, en donde la pupila de salida de la óptica del brazo de muestreo OCT comprende una pupila de salida virtual.
 - 35 9. El sistema OCT de cualquier reivindicación precedente:
 - en donde el zoom del haz de entrada (252) comprende lentes positivas primera y segunda y una lente negativa entre las mismas; y
 - en donde una apertura numérica del sistema se configura mediante el control de una primera distancia entre la primera lente positiva y la lente negativa y una segunda distancia entre la lente negativa y la segunda lente positiva.
 10. El sistema OCT de la reivindicación 9, en donde un enfoque del sistema OCT se configura mediante el control de una posición de la segunda lente positiva para una configuración particular de apertura numérica.
 11. El sistema OCT de cualquier reivindicación precedente:
 - en donde al menos una parte de la trayectoria OCT ocupa un canal central del microscopio (255);
 - 45 en donde el haz OCT se dirige hacia un campo central del objetivo del microscopio (259);
 - y

en donde cualesquiera trayectorias oculares del microscopio (255) se sitúan periféricamente a este campo central de la lente objetivo del microscopio (259).

12. El sistema OCT de la reivindicación 2 o cualquier reivindicación dependiente de la reivindicación 2, en donde el divisor de haz (220) ocupa un área menor que una apertura libre de la lente objetivo del microscopio (259).

5 13. El sistema OCT de cualquier reivindicación precedente, en donde el montaje de lentes de formación de imágenes retinianas (258) incluye al menos una lente con al menos una superficie esférica.

14. El sistema OCT de cualquier reivindicación precedente, en donde la lente objetivo del microscopio se recubre con antirreflejos para el funcionamiento en un intervalo espectral visible relevante para la visualización del microscopio y un intervalo espectral de infrarrojos relevante para el sistema OCT.

10 15. El sistema OCT de la reivindicación 14, en donde la lente objetivo del microscopio (259) es un doblete acromático que comprende un componente de lente positiva de vidrio crown y un componente de lente negativa de vidrio flint.

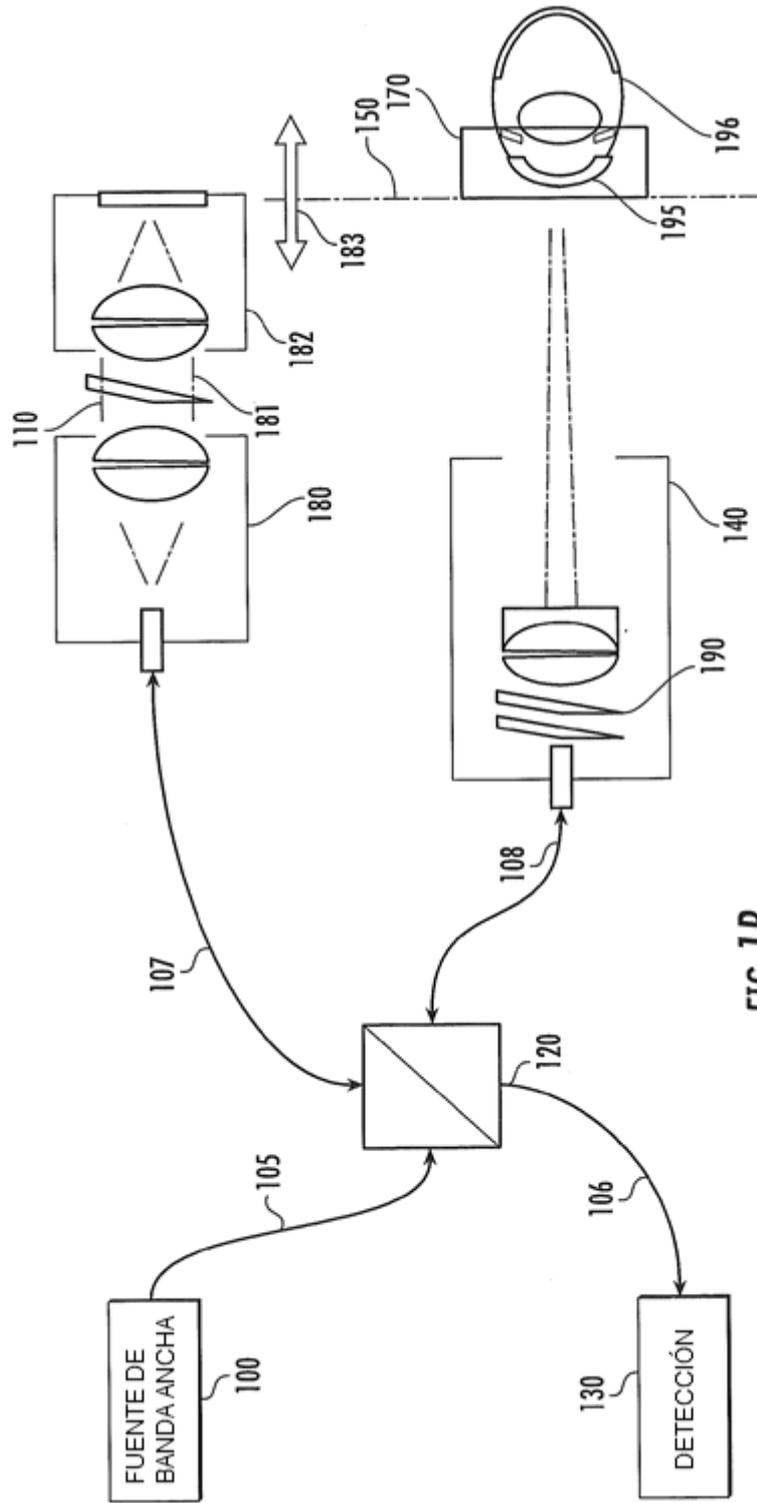


FIG. 1B

TÉCNICA ANTERIOR

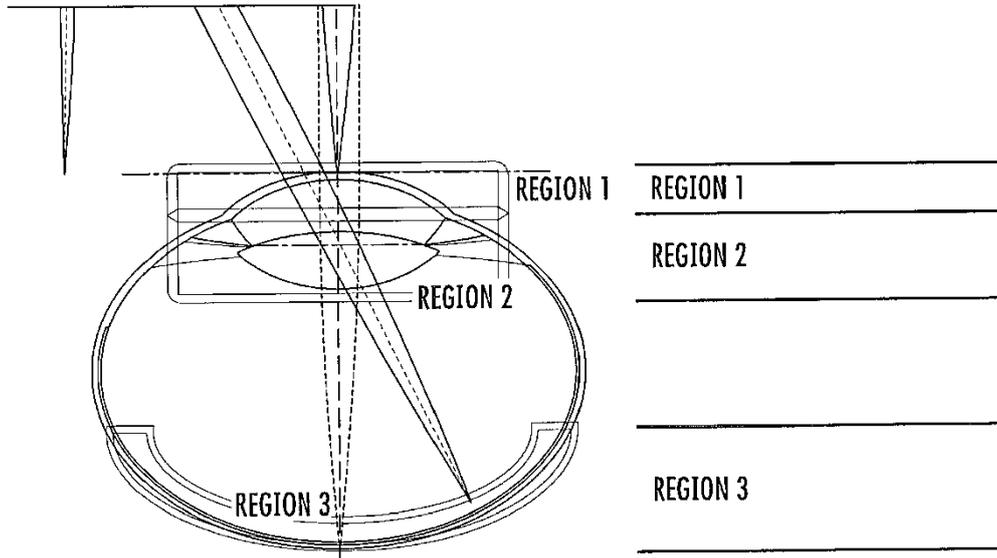


FIG. 1C

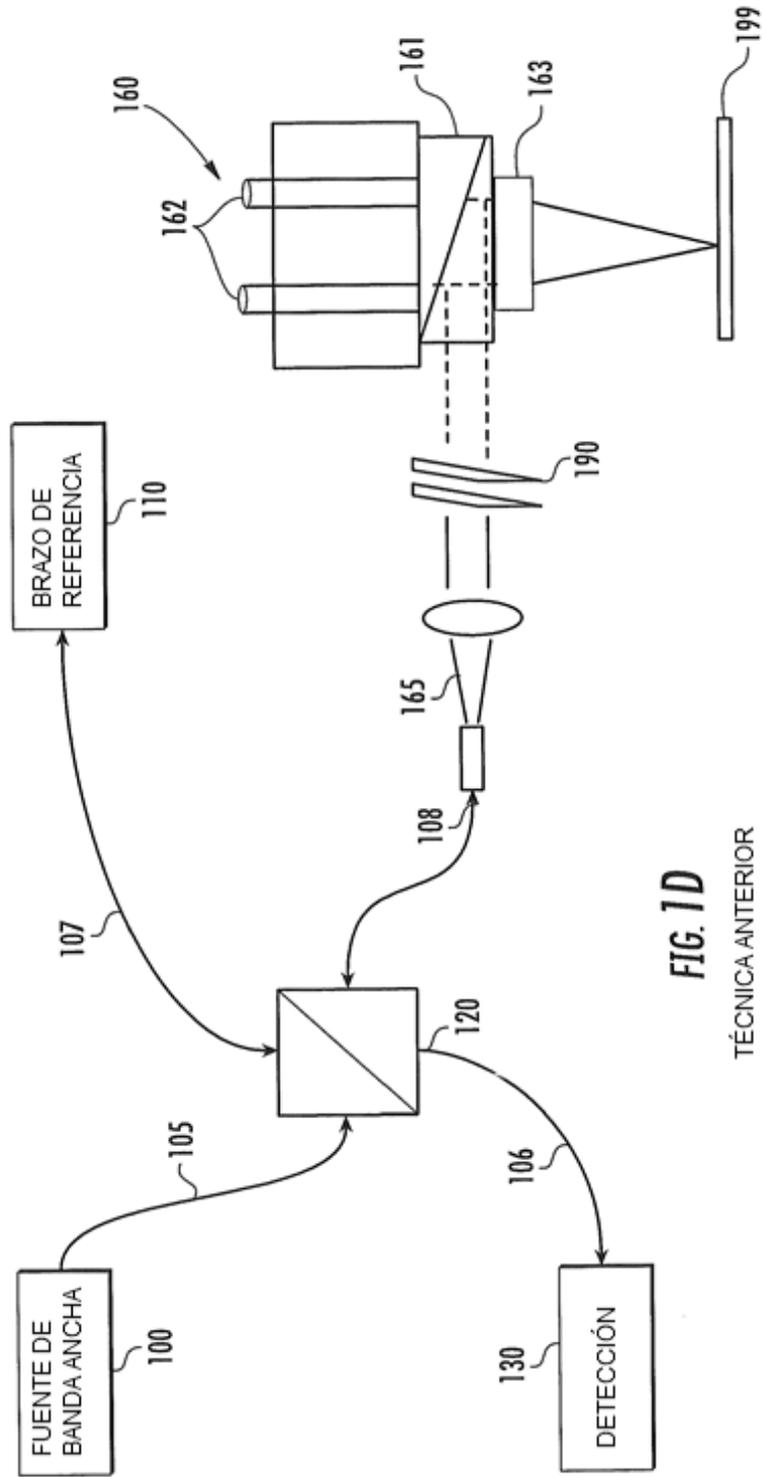


FIG. 1D

TÉCNICA ANTERIOR

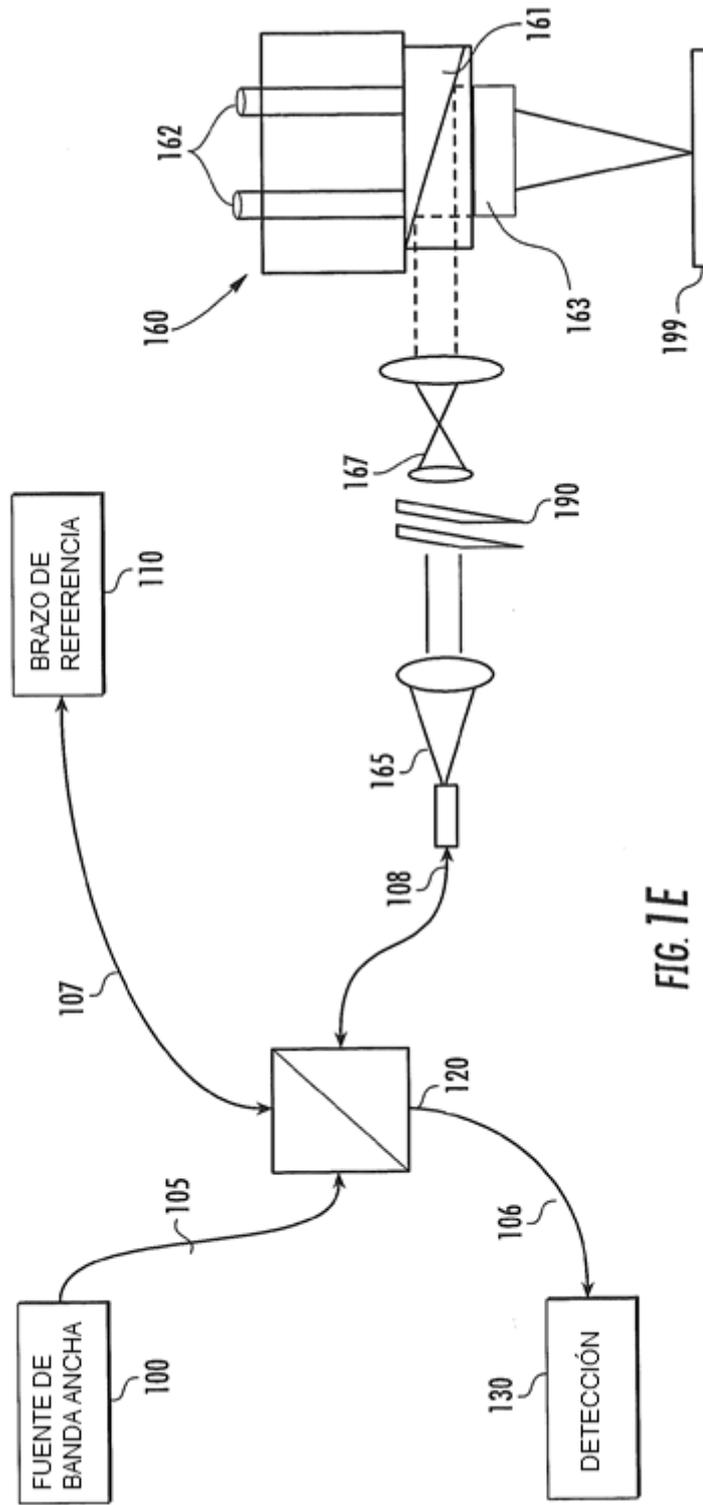


FIG 1E

TÉCNICA ANTERIOR

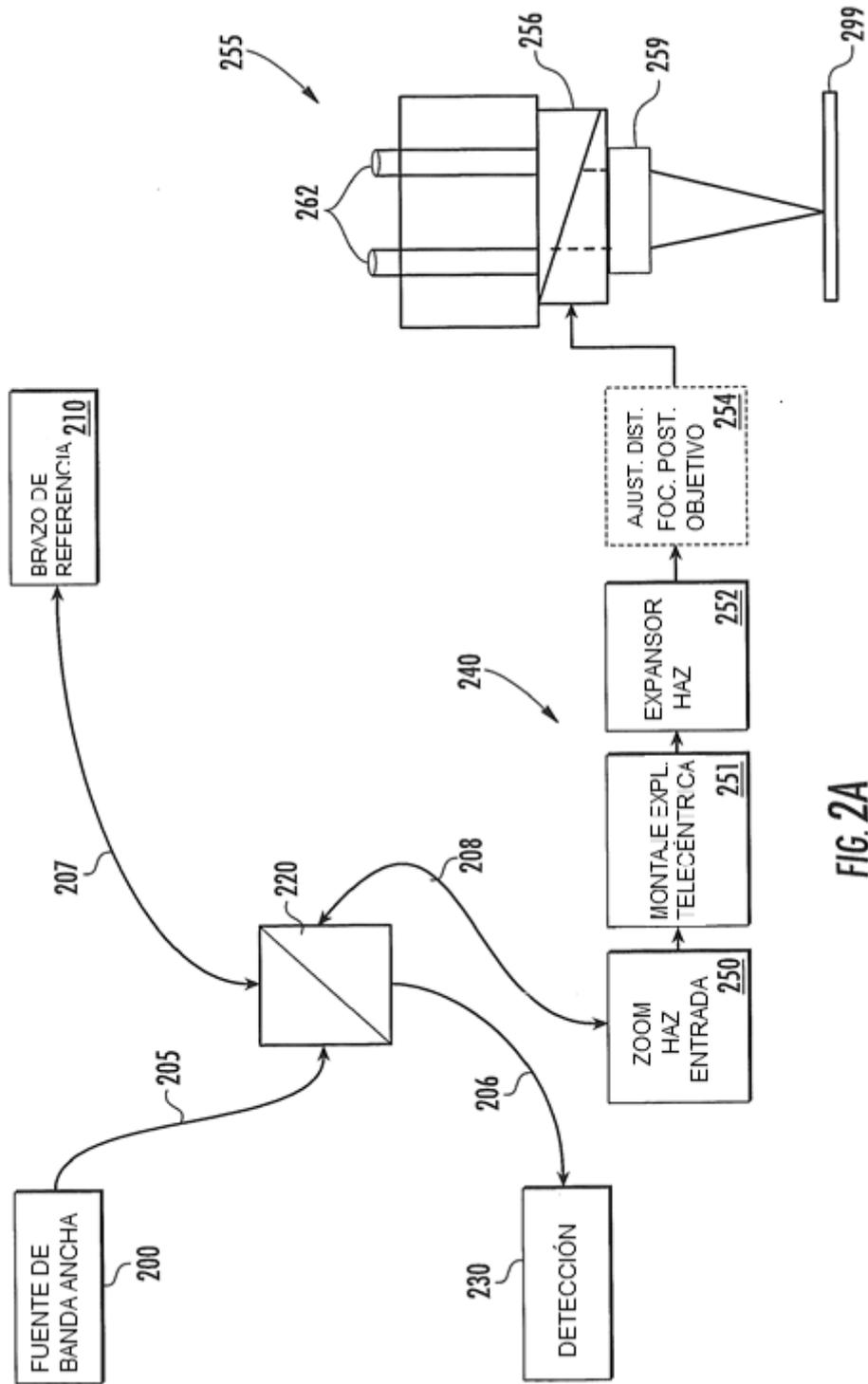


FIG. 2A

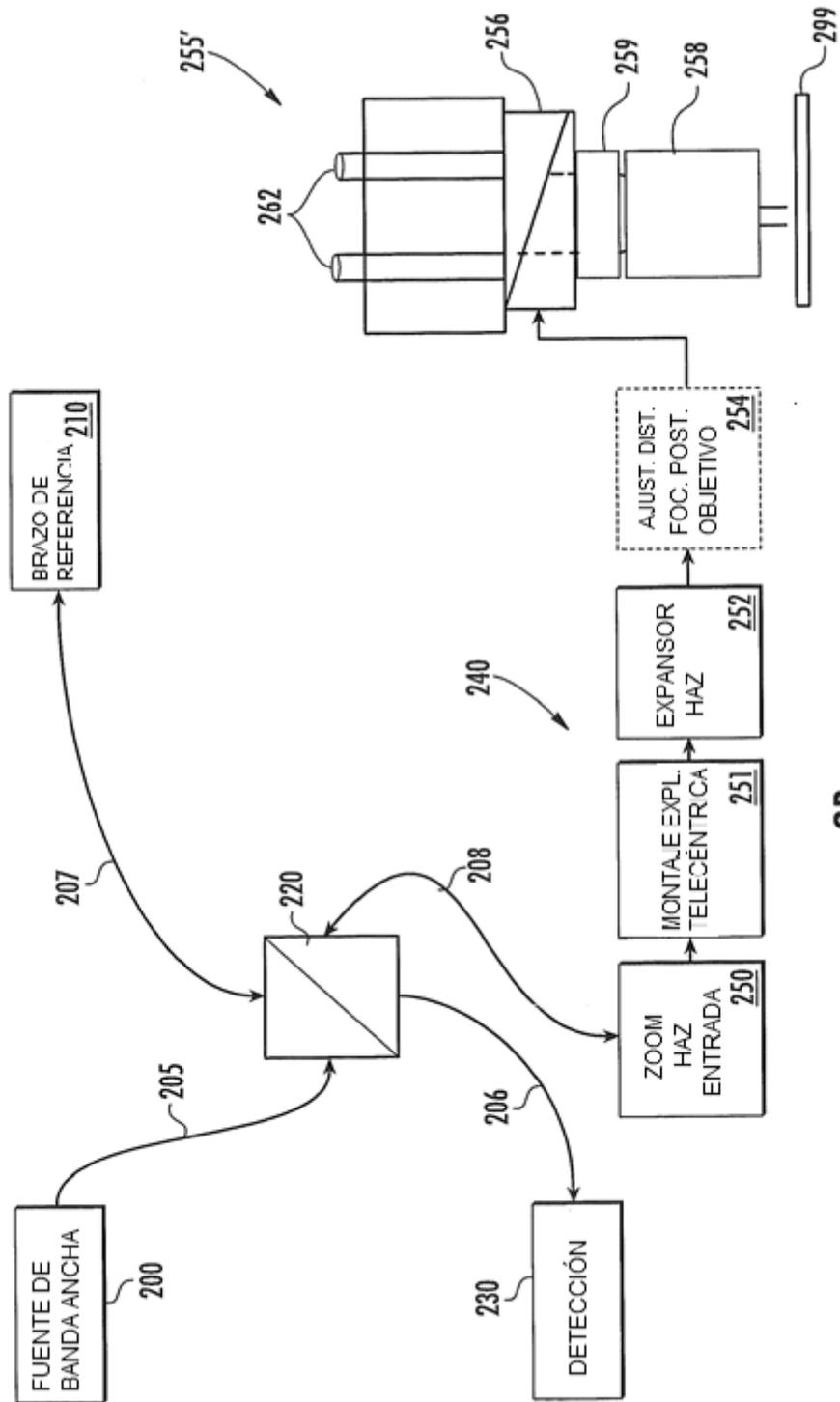


FIG. 2B

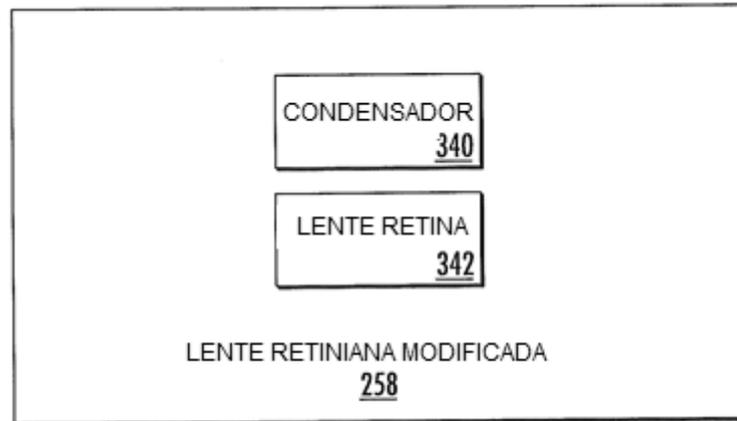


FIG. 3

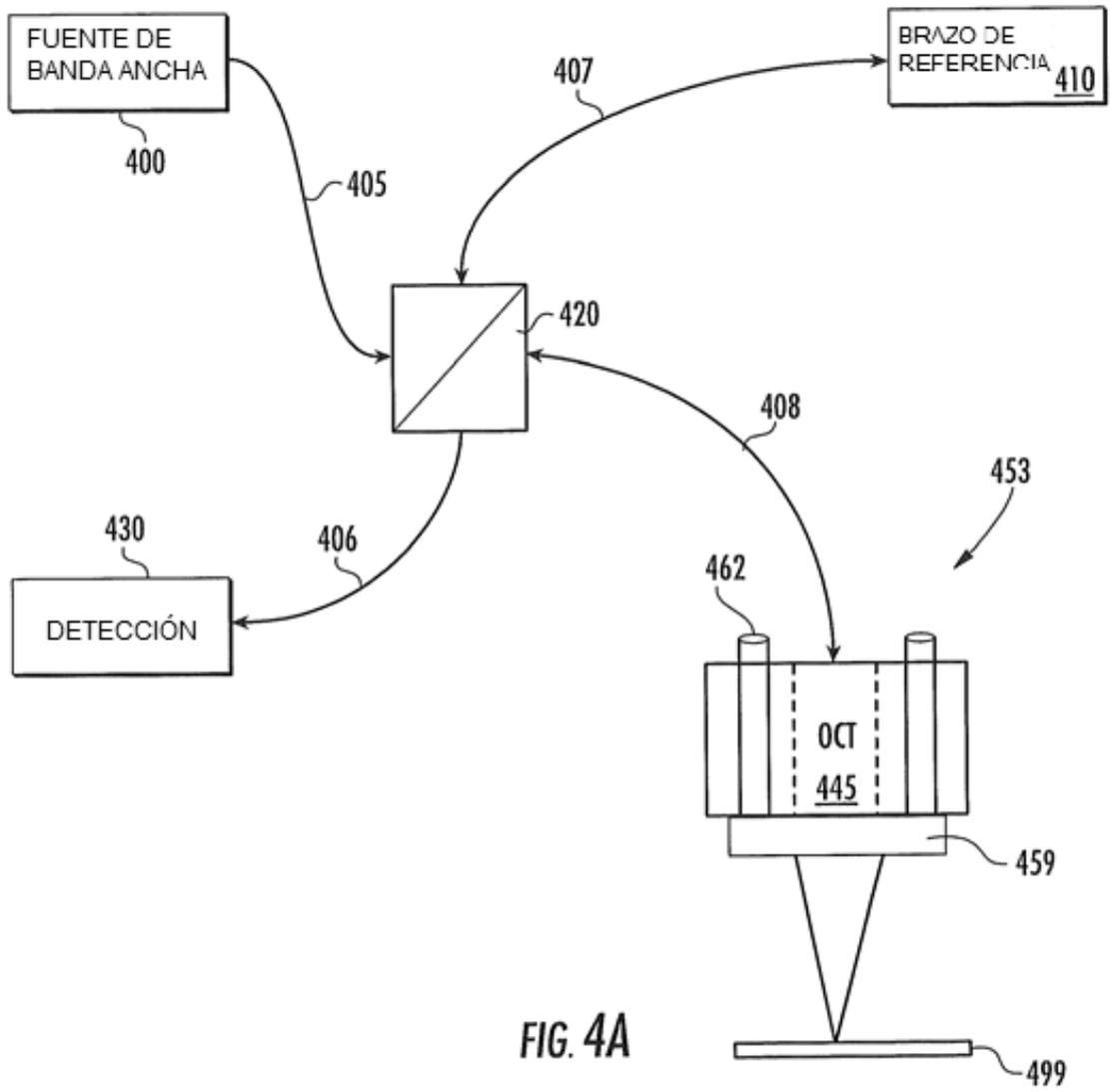


FIG. 4A

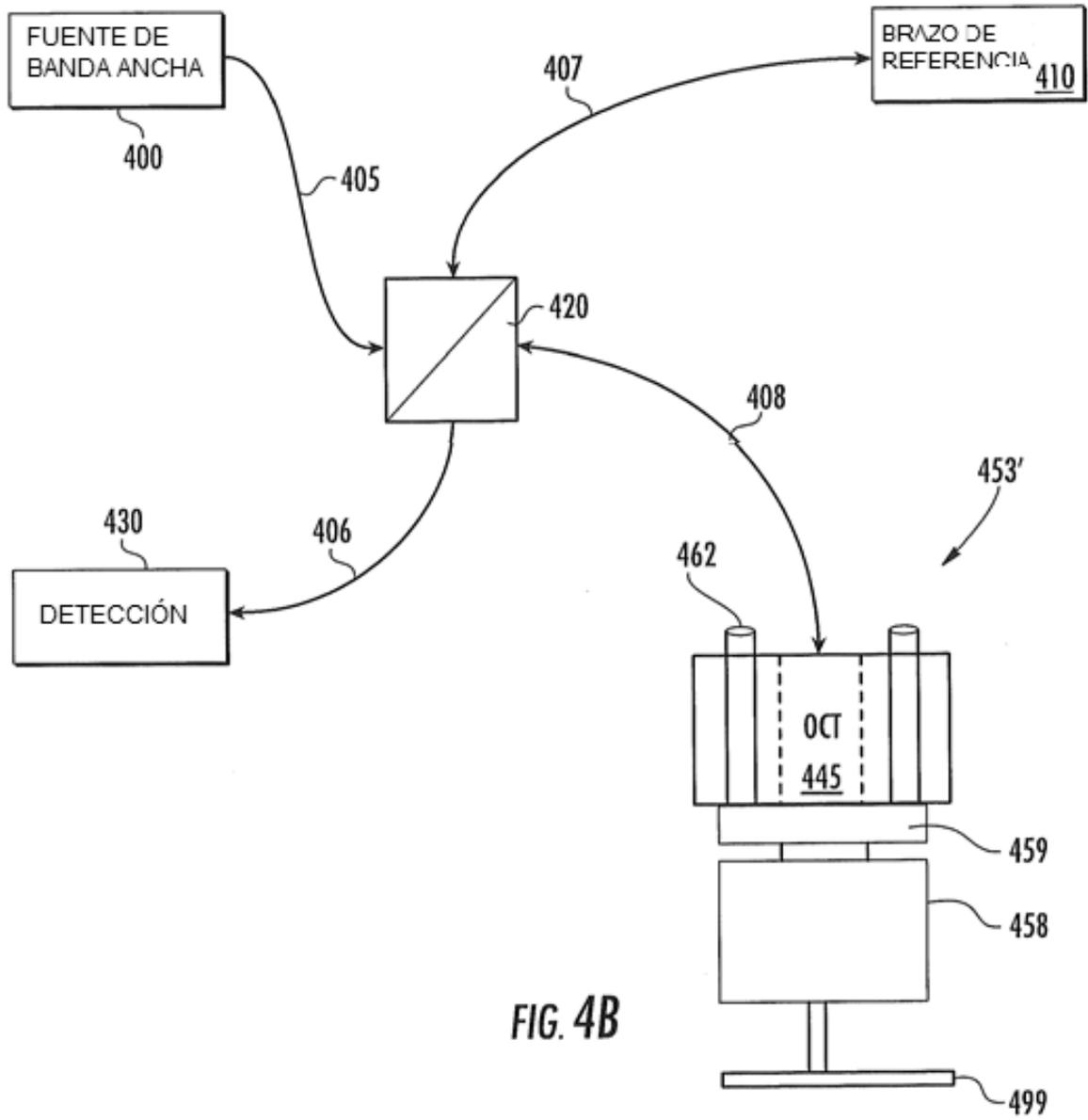


FIG. 4B

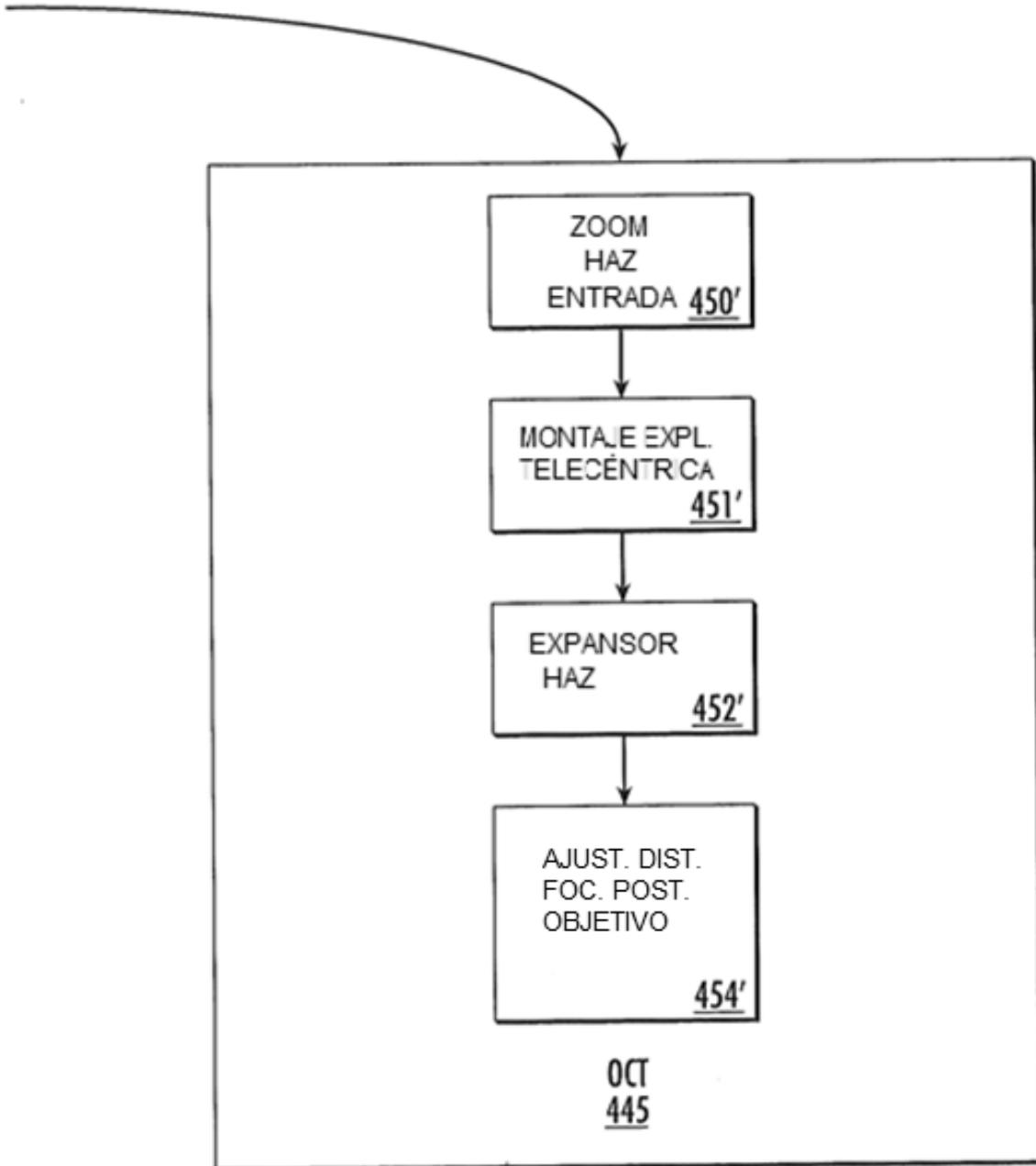


FIG. 4C

VISTAS DE LA INTERFAZ DEL SISTEMA OCT

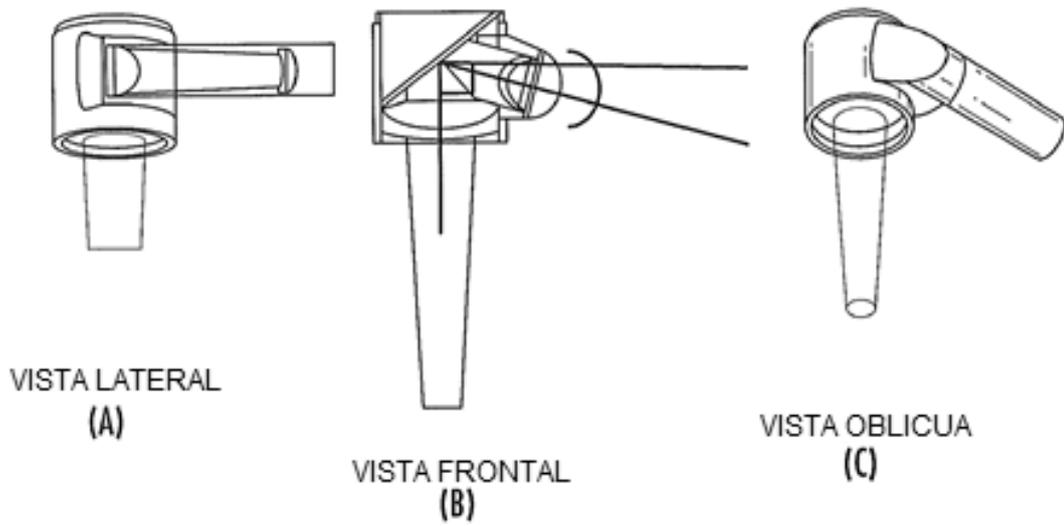
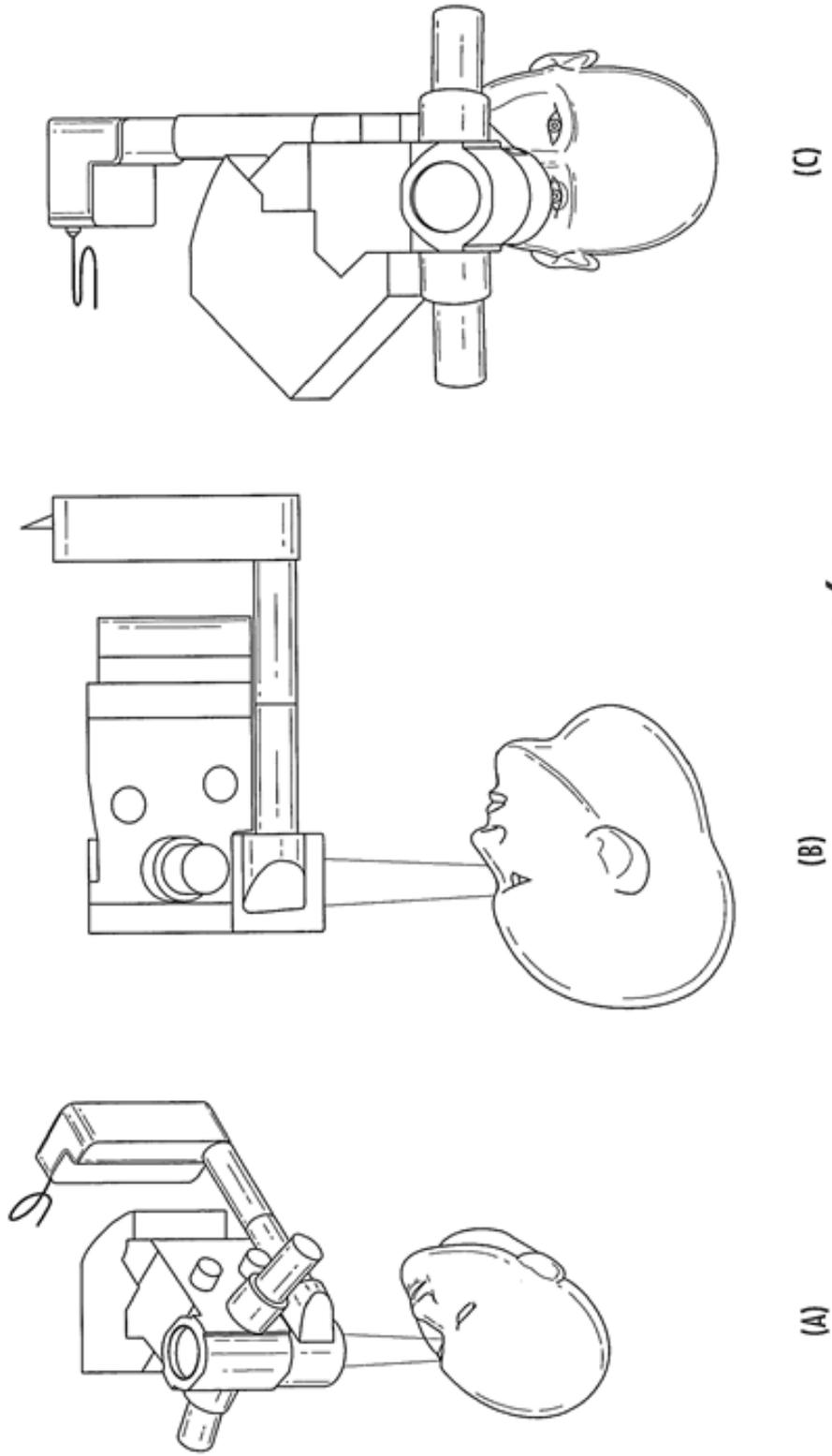


FIG. 5

VISTAS DEL MICROSCOPIO QUIRÚRGICO CON SISTEMA OCT INTEGRADO

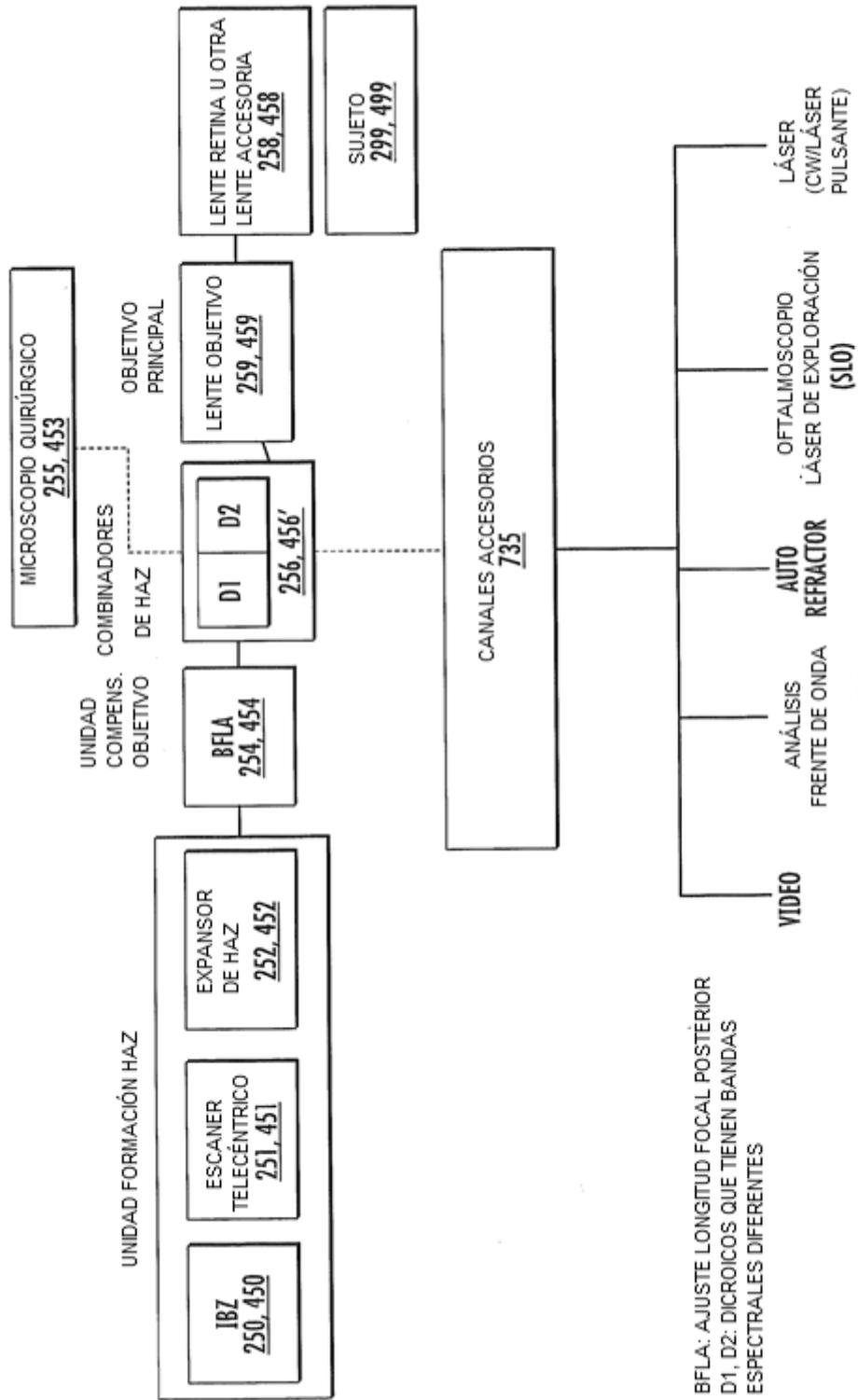


(C)

(B)

(A)

FIG. 6



BFLA: AJUSTE LONGITUD FOCAL POSTERIOR
 D1, D2: DICROICOS QUE TIENEN BANDAS ESPECTRALES DIFERENTES

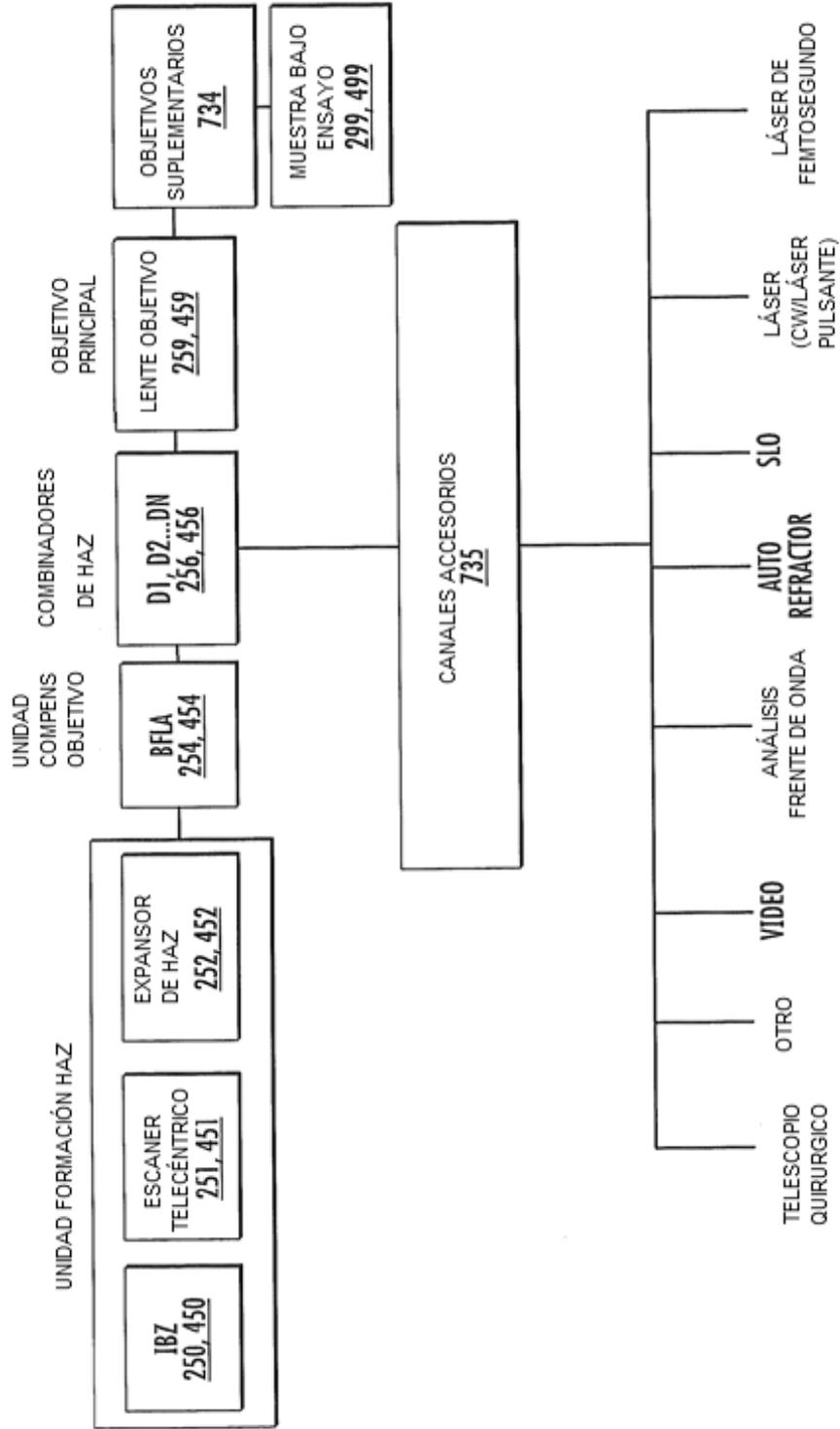


FIG. 7B

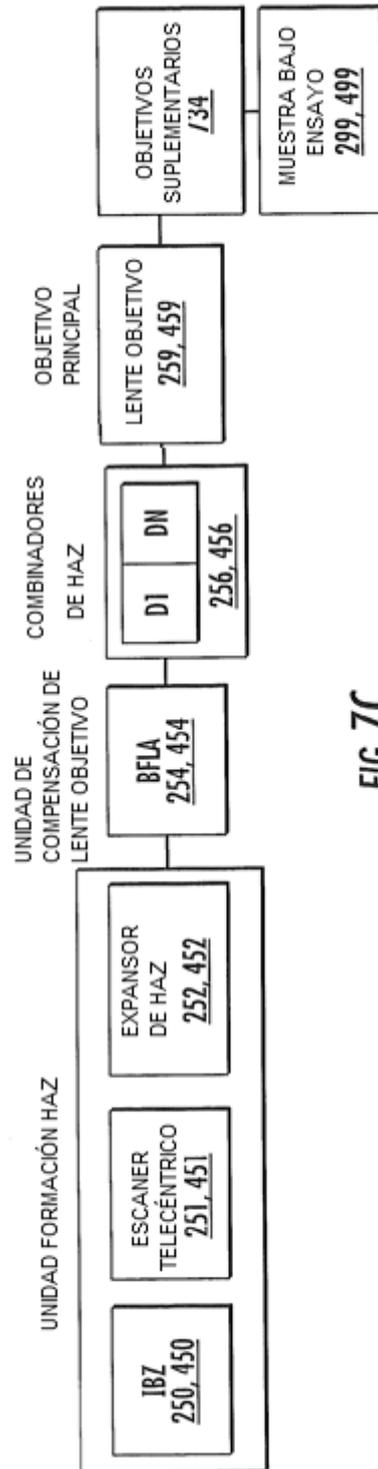
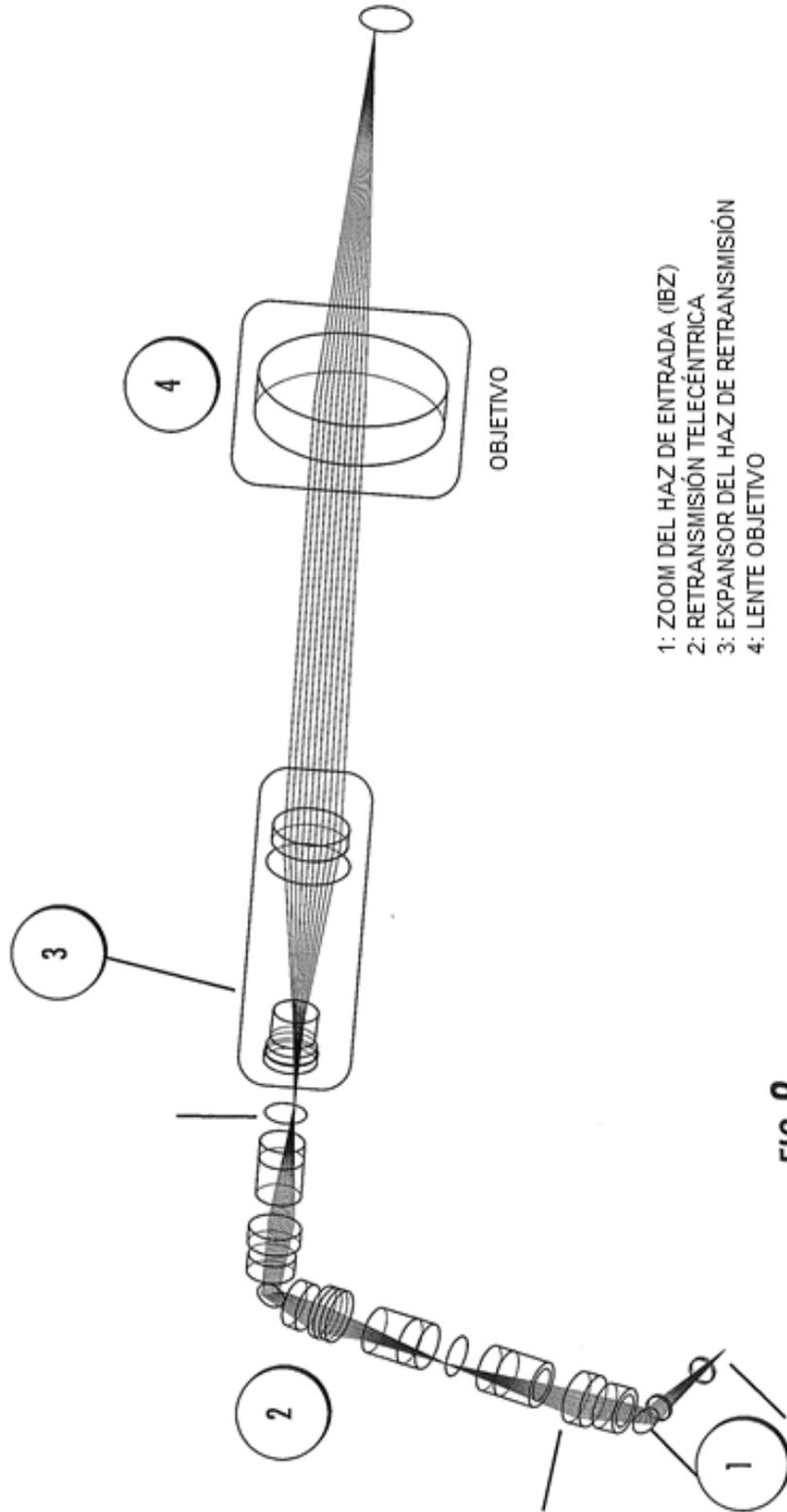


FIG. 7C



- 1: ZOOM DEL HAZ DE ENTRADA (IBZ)
- 2: RETRANSMISIÓN TELECÉNTRICA
- 3: EXPANSOR DEL HAZ DE RETRANSMISIÓN
- 4: LENTE OBJETIVO

FIG. 8

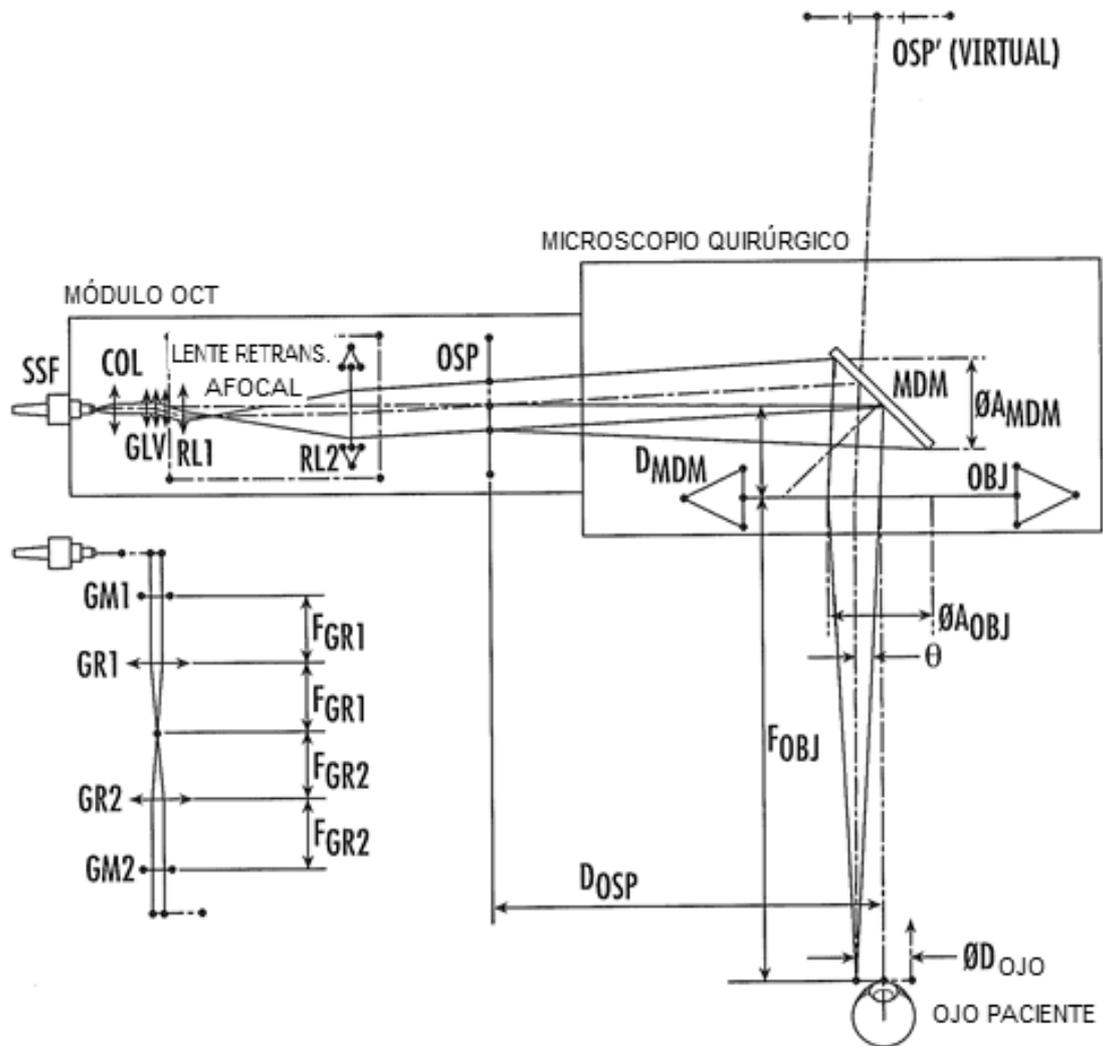
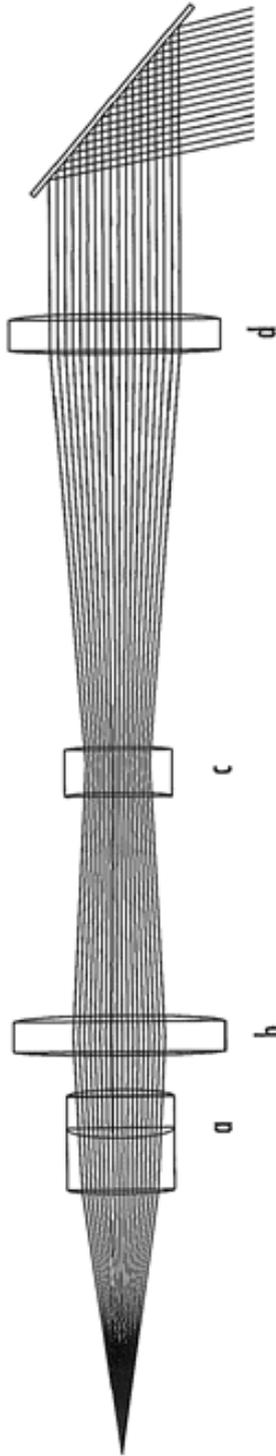


FIG. 9A



- a: DOBLETE COLIMADOR
- b: SINGLETE POSITIVO
- c: SINGLETE NEGATIVO
- d: SINGLETE POSITIVO

FIG. 9B

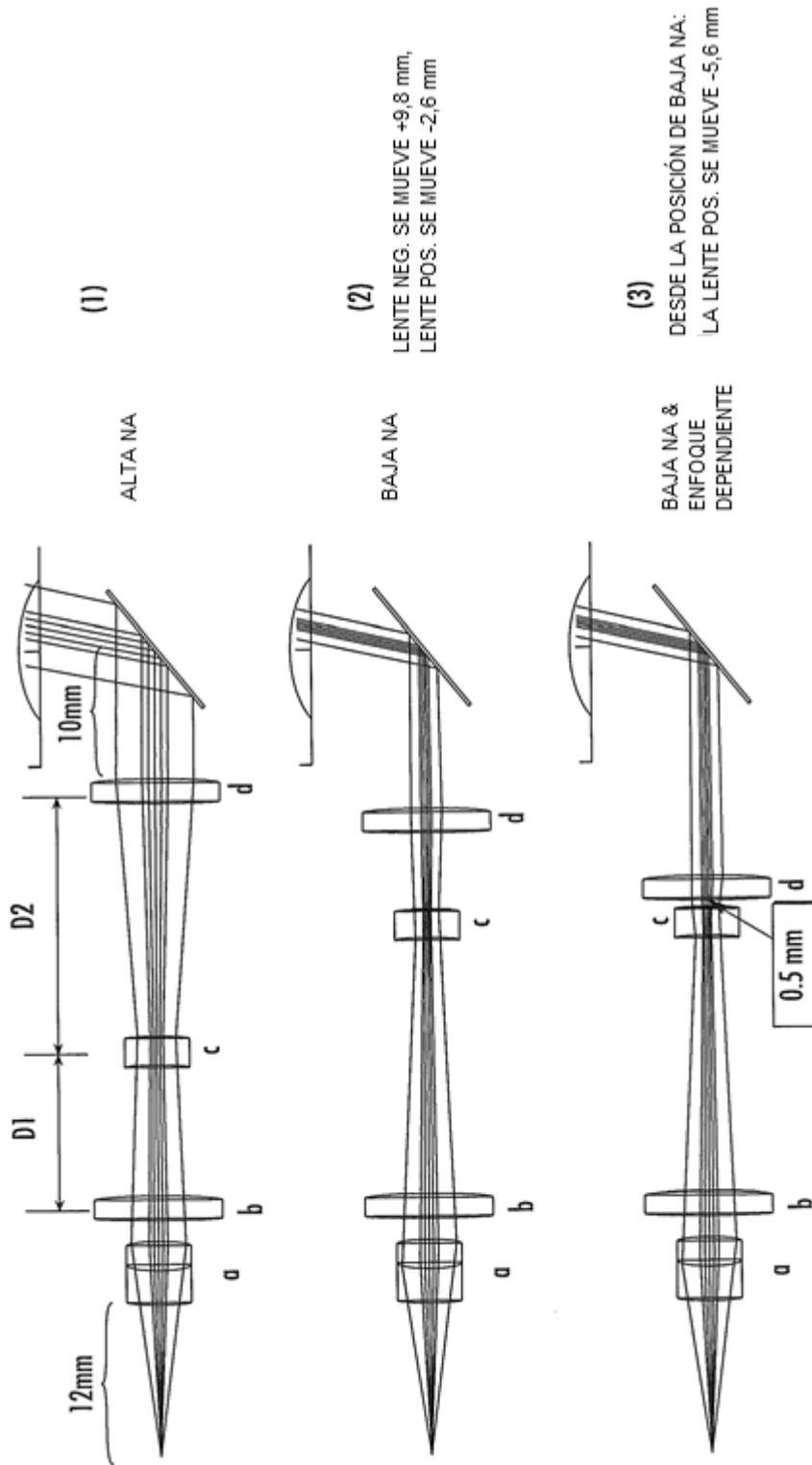
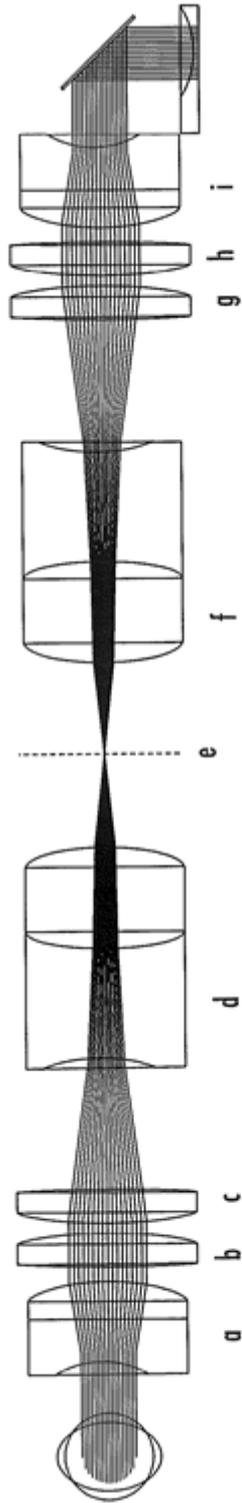
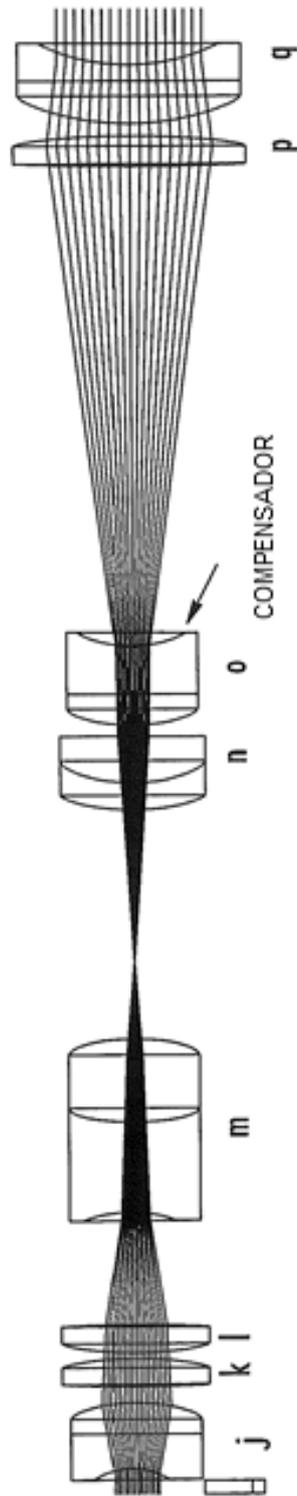


FIG. 9C



- a: DOBLETE MÁS PRÓXIMO AL GALVO #1
- b: SINGLETE
- c: SINGLETE
- d: DOBLETE
- e: PLANO CONJUGADO
- f: DOBLETE
- g: SINGLETE
- h: SINGLETE
- i: DOBLETE MÁS PRÓXIMO AL GALVO #2

FIG. 10



j: DOBLETE DE ENTRADA AL EXPANSOR DE HAZ MÁS PRÓXIMO AL GALVO #2

k: SINGLETE

l: SINGLETE

m: DOBLETE

n: DOBLETE

o: SINGLETE DE COMPENSACIÓN

p: SINGLETE

q: DOBLETE DE SALIDA DEL EXPANSOR DE HAZ

FIG. 11

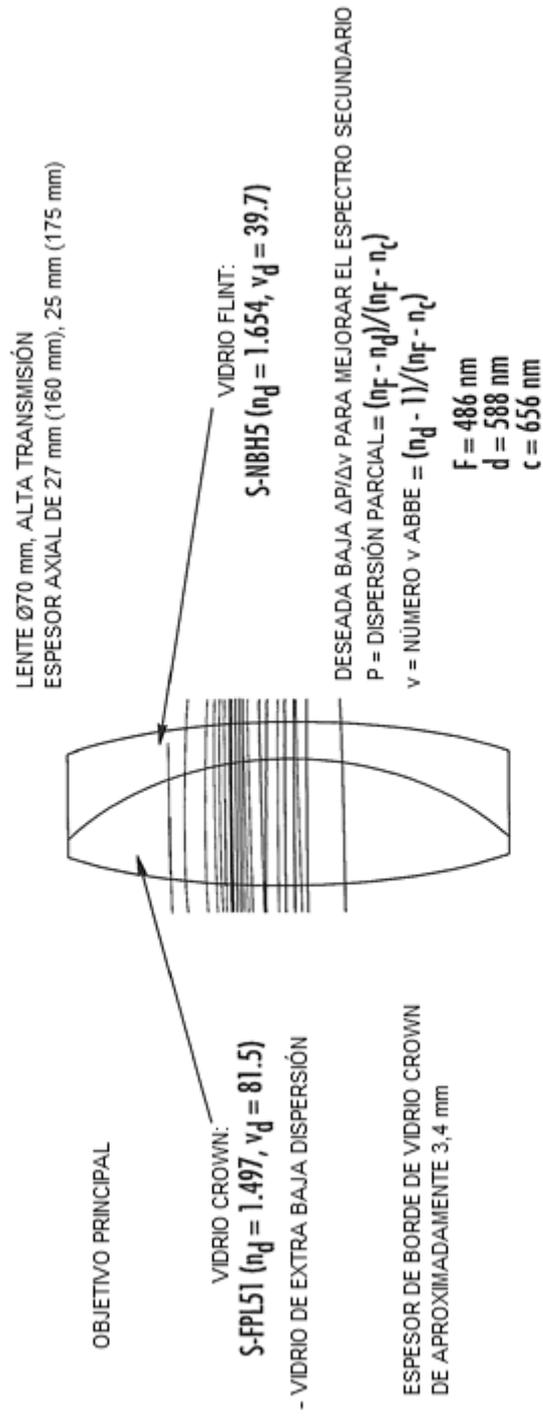
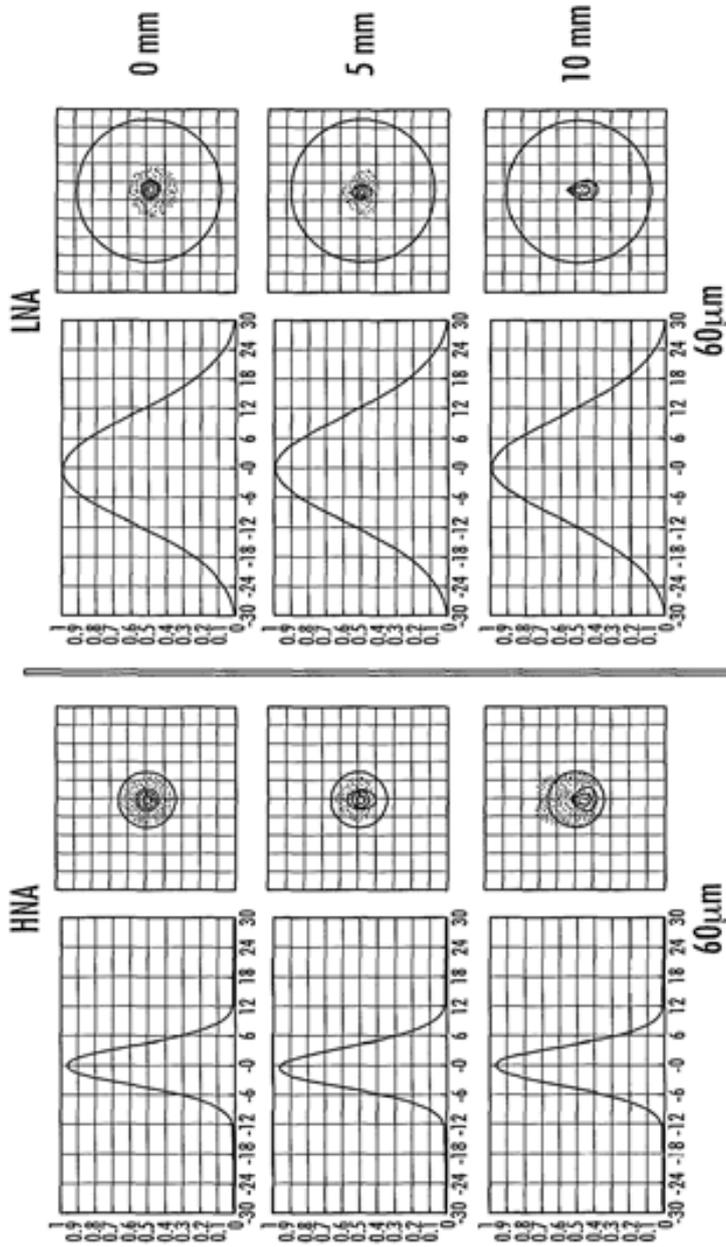


FIG. 12

RESUMEN DEL RENDIMIENTO ÓPTICO TELECÉNTRICO CON ENFOQUE NOMINAL DE UNALENTE OBJETIVO DE 150 mm

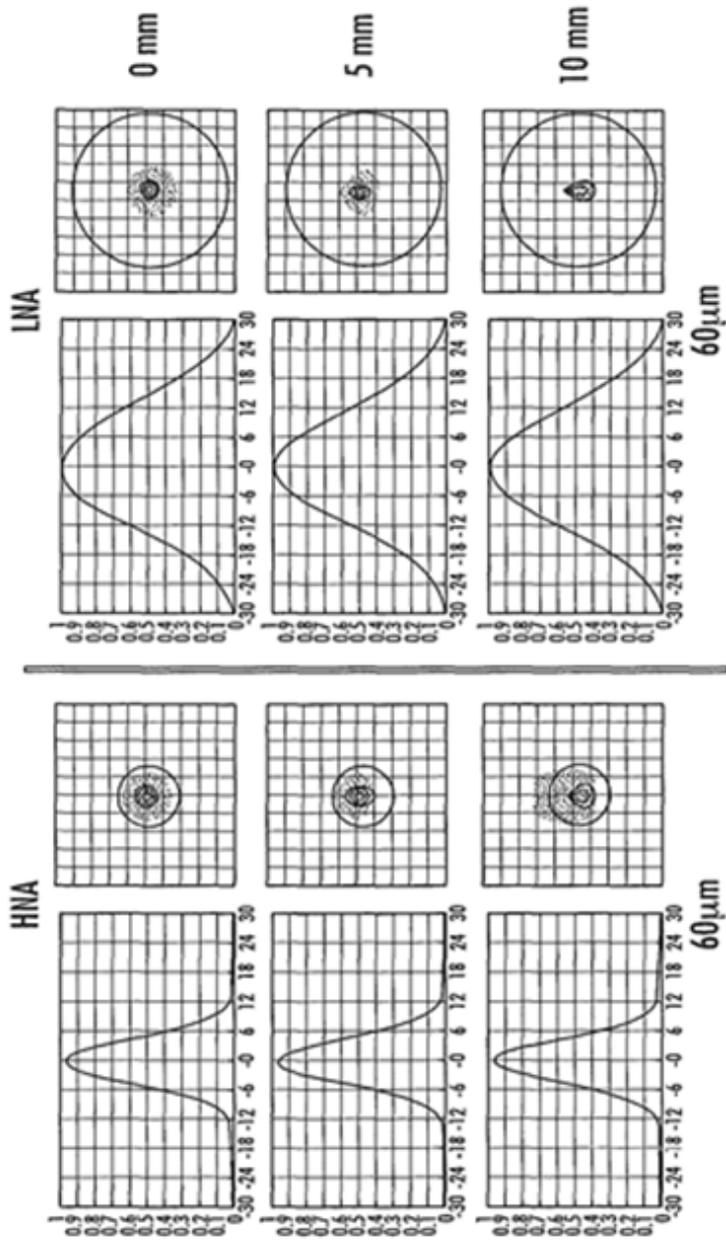


RESUMEN DEL RENDIMIENTO IO DEL PROTOTIPO ÓPTICO

POSICIÓN ZOOM	RAD. AMPLIO (μm)	NA	DIST. TRAB. (mm)	DIA. PUNTO FWHM (μm) V.S. FOV MEDIO (mm)		MAX OPLD (μm)	MAX AOI (DEG)
				0	5		
HNA	9.2	0.05	151.0	9.8	9.9	9.9	1.7
LNA	23.5	0.02	151.0	25.1	25.0	24.8	

FIG. 13

RESUMEN DEL RENDIMIENTO ÓPTICO TELECÉNTRICO CON ENFOQUE NOMINAL DE UNALENTE OBJETIVO DE 175 mm



RESUMEN DEL RENDIMIENTO IO DEL PROTOTIPO ÓPTICO

POSICIÓN ZOOM	RAD. AIRY (μm)	NA	DIST. TRAB. (mm)	DIA. PUNTO FWHM (μm) V.S. FOV MEDIO (mm)		MAX OPLD (μm)	MAX AOI (DEG)
				0	5 10		
HNA	10.0	0.05	166.7	10.8	10.8 10.9	1.7	0.061
LNA	25.7	0.02		27.4	27.3 27.2		

FIG. 14

RESUMEN DEL RENDIMIENTO ÓPTICO - CAMBIO DE ENFOQUE
LENTE OBJETIVO DE 150 mm

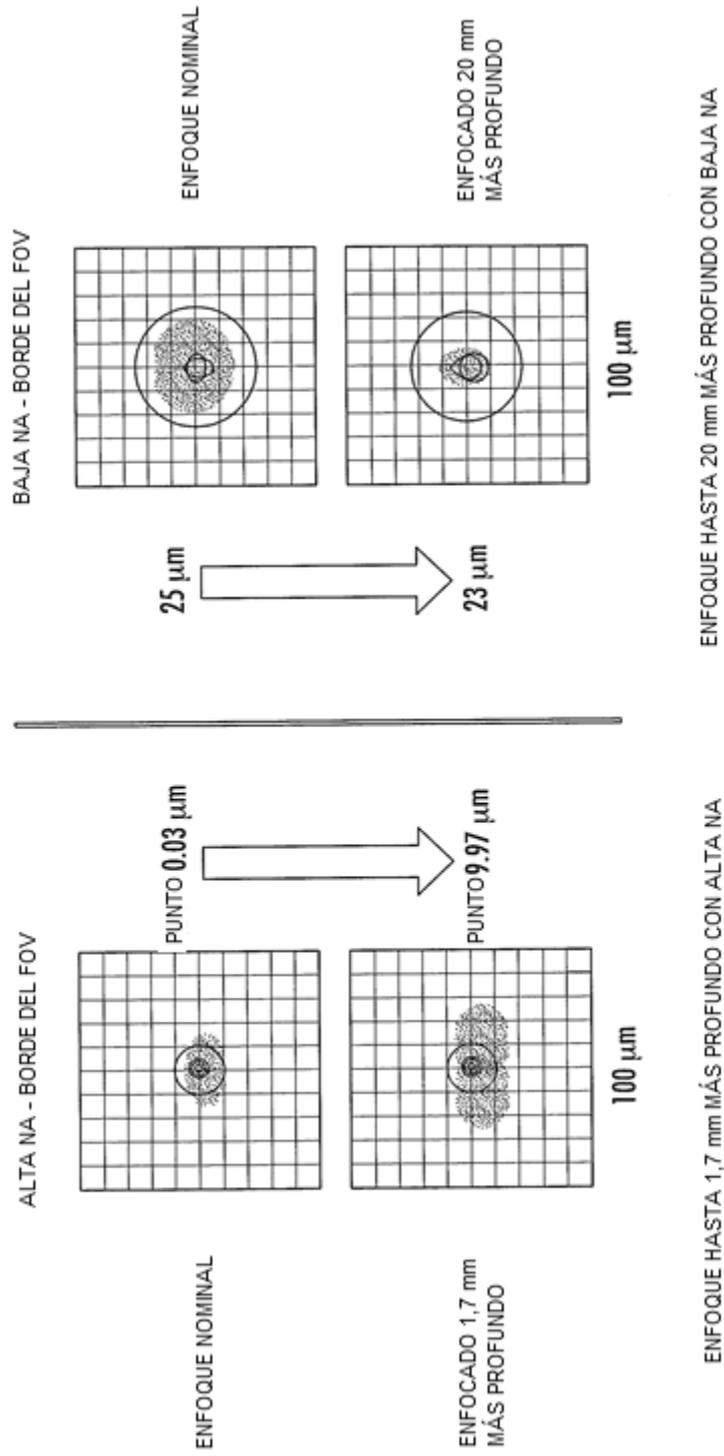
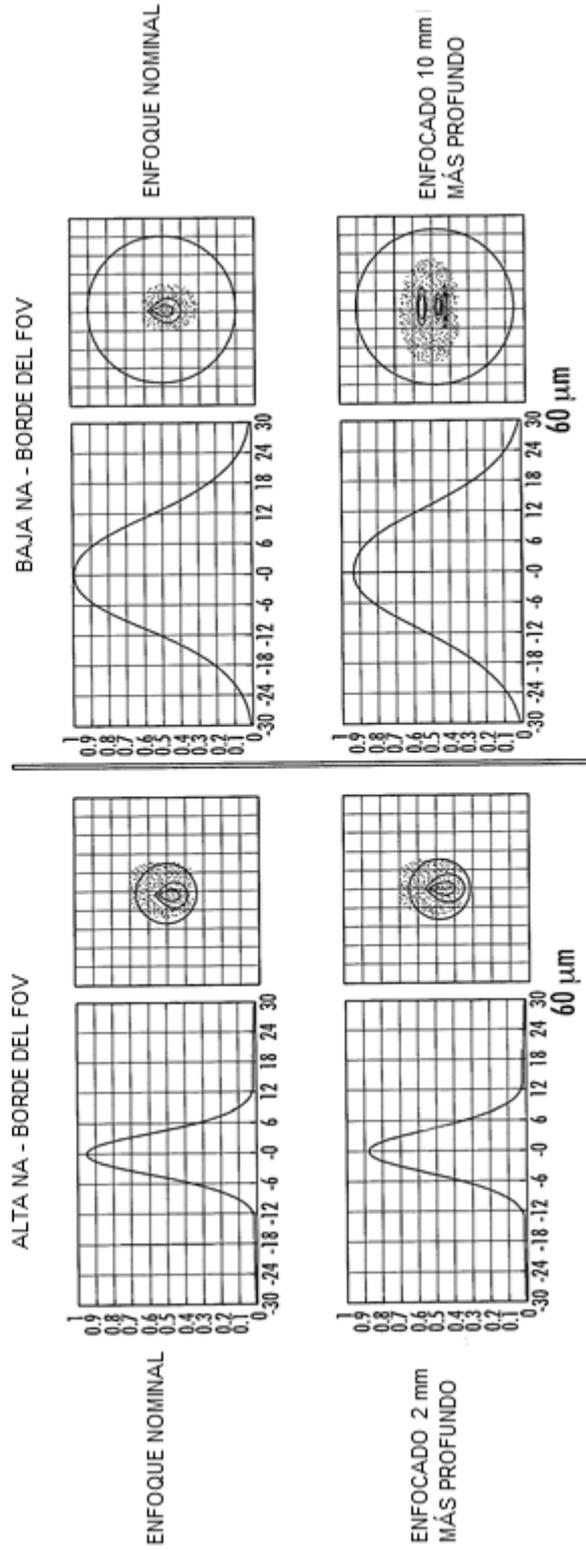


FIG. 15

RESUMEN DEL RENDIMIENTO ÓPTICO - CAMBIO DE ENFOQUE
LENTE OBJETIVO DE 160 mm



ENFOQUE HASTA 2 mm MÁS PROFUNDO CON ALTA NA

ENFOQUE HASTA 10 mm MÁS PROFUNDO CON BAJA NA

FIG. 16

RESUMEN DEL RENDIMIENTO ÓPTICO - CAMBIO DE ENFOQUE
LENTE OBJETIVO DE 175 mm

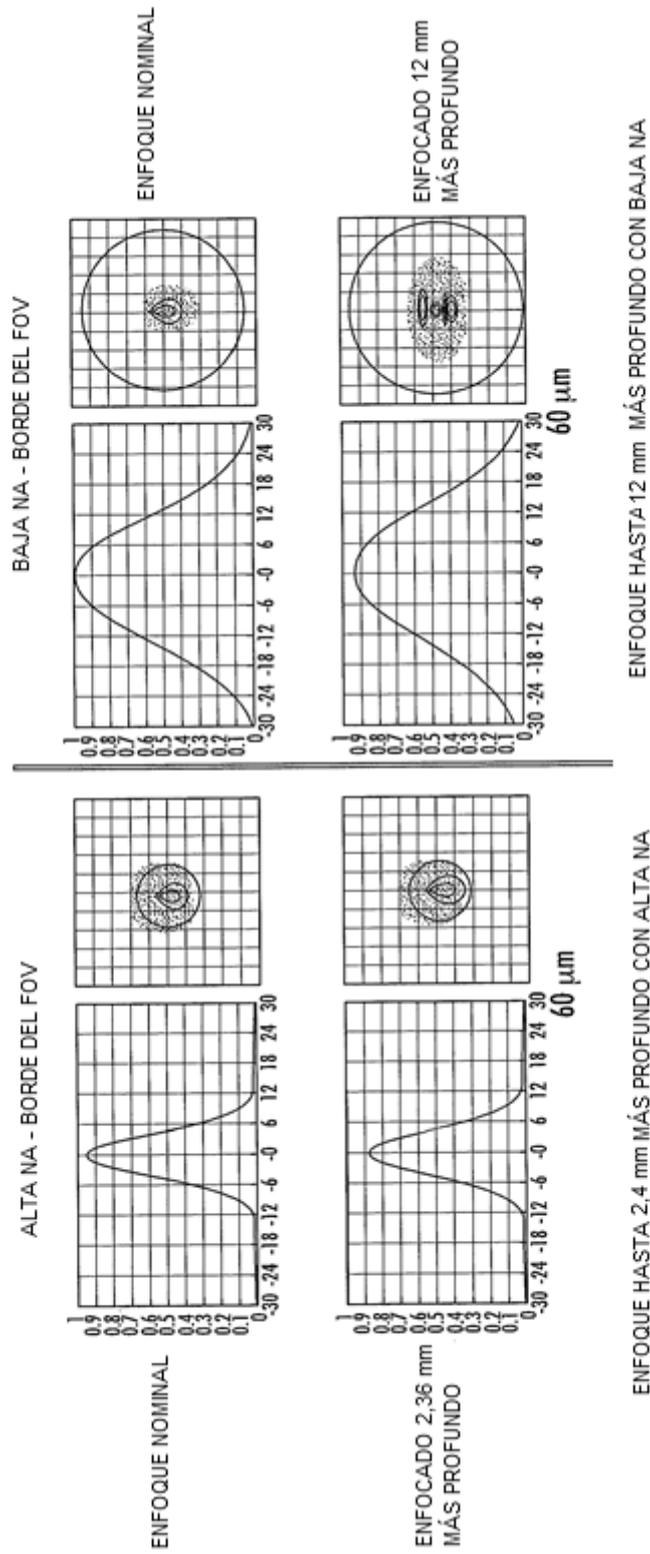


FIG. 17

CONFIGURACIÓN DE ACUERDO CON EL CONCEPTO INVENTIVO

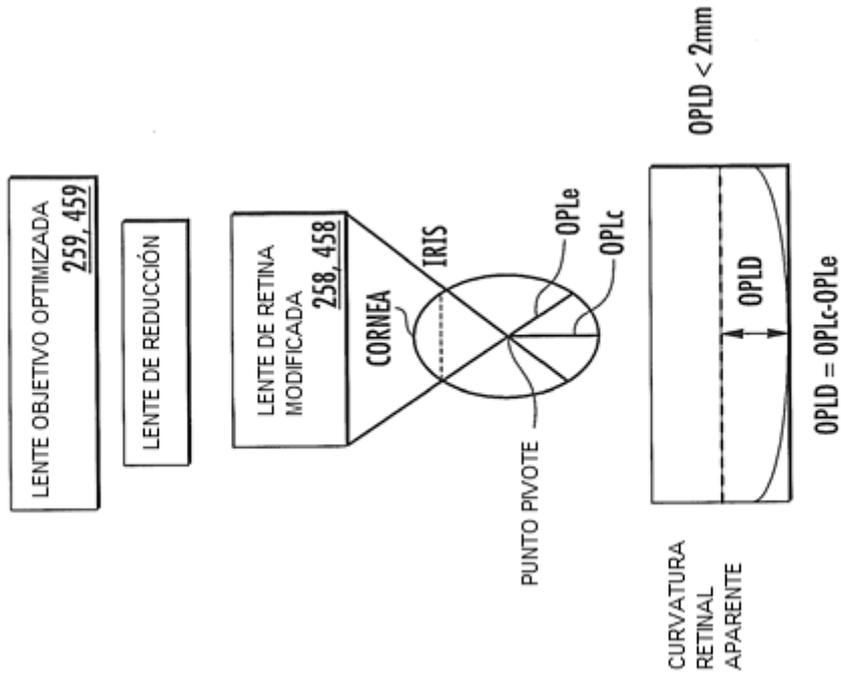


FIG. 18B

CONFIGURACIÓN CONVENCIONAL

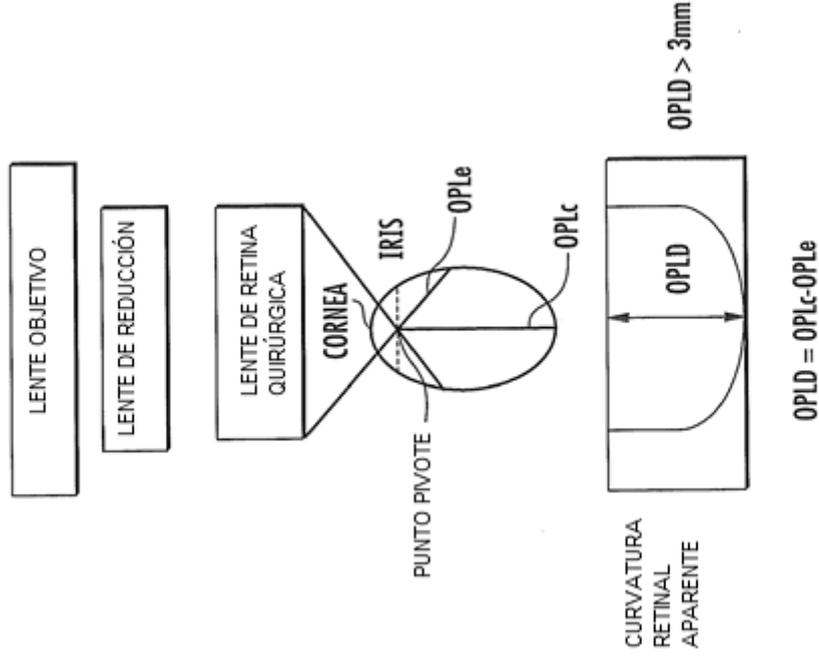
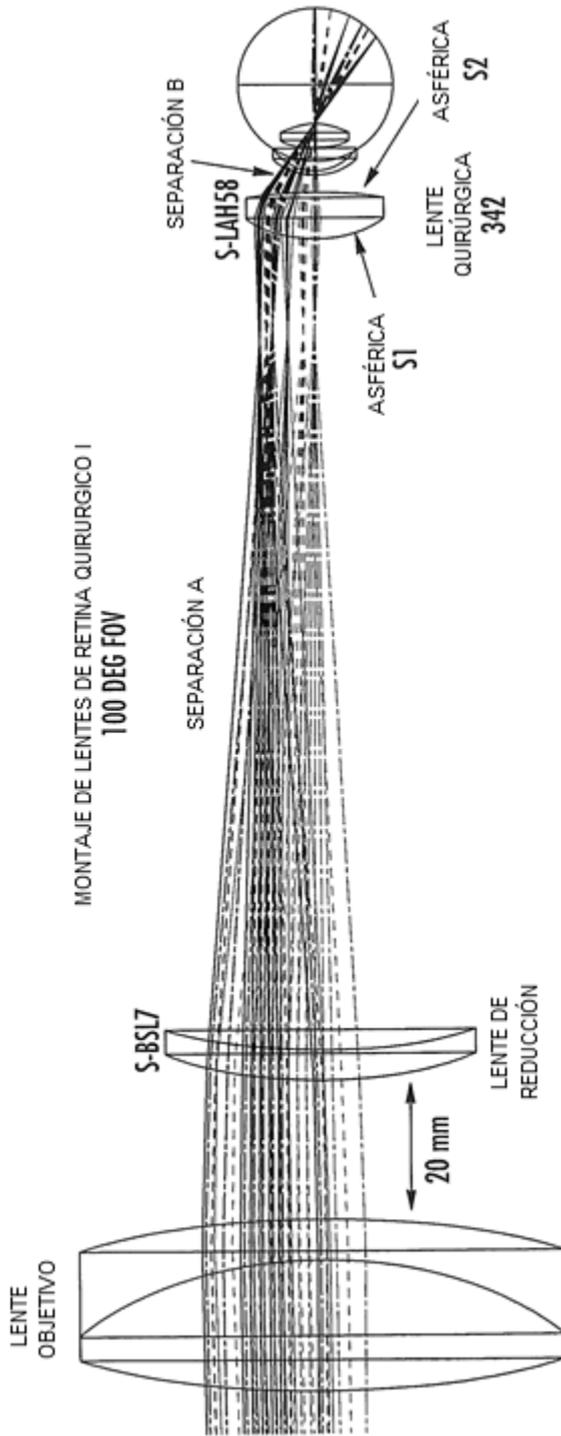


FIG. 18A



MONTAJE DE LENTES DE RETINA QUIRURGICO I
100 DEG FOV

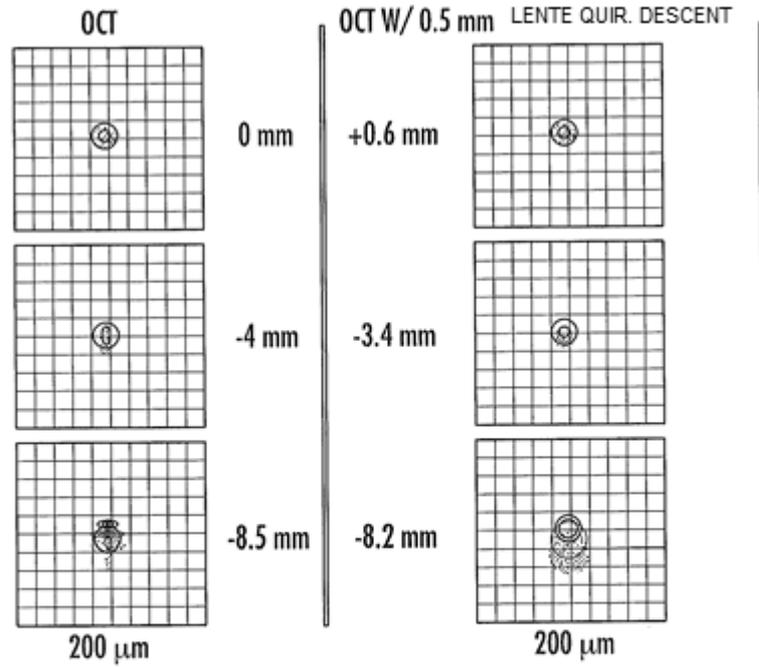
INFORMACIÓN DEL SISTEMA	POTENCIA LENTE RD [D]	POTENCIA LENTE QUIR. [D]	Ø LENTE QUIR. [mm]	ASÉFERICA CONST. CÓNICA S1	ASÉFERICA CONST. CÓNICA S2	FOV TOTAL [°]	MAX. FOV OPLD [mm]
PARÁMETRO	2.17	76.98	19.2	-1.6083	-15.0000	101.2	1.89

AT 587.6 nm

INFORMACIÓN DEL SISTEMA	UBICACIÓN CN. GALVO, APROXIM.	SEPARACIÓN A [mm]	SEPARACIÓN B [mm]	ESTADO IBZ
PARÁMETRO	POS. LENTE SUPERFICIE	117.242	2.800	69% OF HNA

FIG. 19A

RENDIMIENTO ÓPTICO
MONTAJE DE LENTES DE RETINA QUIRURGICO I



RESUMEN RENDIMIENTO ÓPTICO SINGLETE BAJA AMP.

CANAL	RADIO AIRY (μm)	DISTANCIA TRAB (mm)	DIA. PT. FWHM (μm) VS. FOV MED. (mm) IN Y			MAX OPLD (mm)
			0	4	8.5	
OCT	13.5	2.8	14	21	80	1.9
VISIBLE	23.7			22		N/A

FIG. 19B

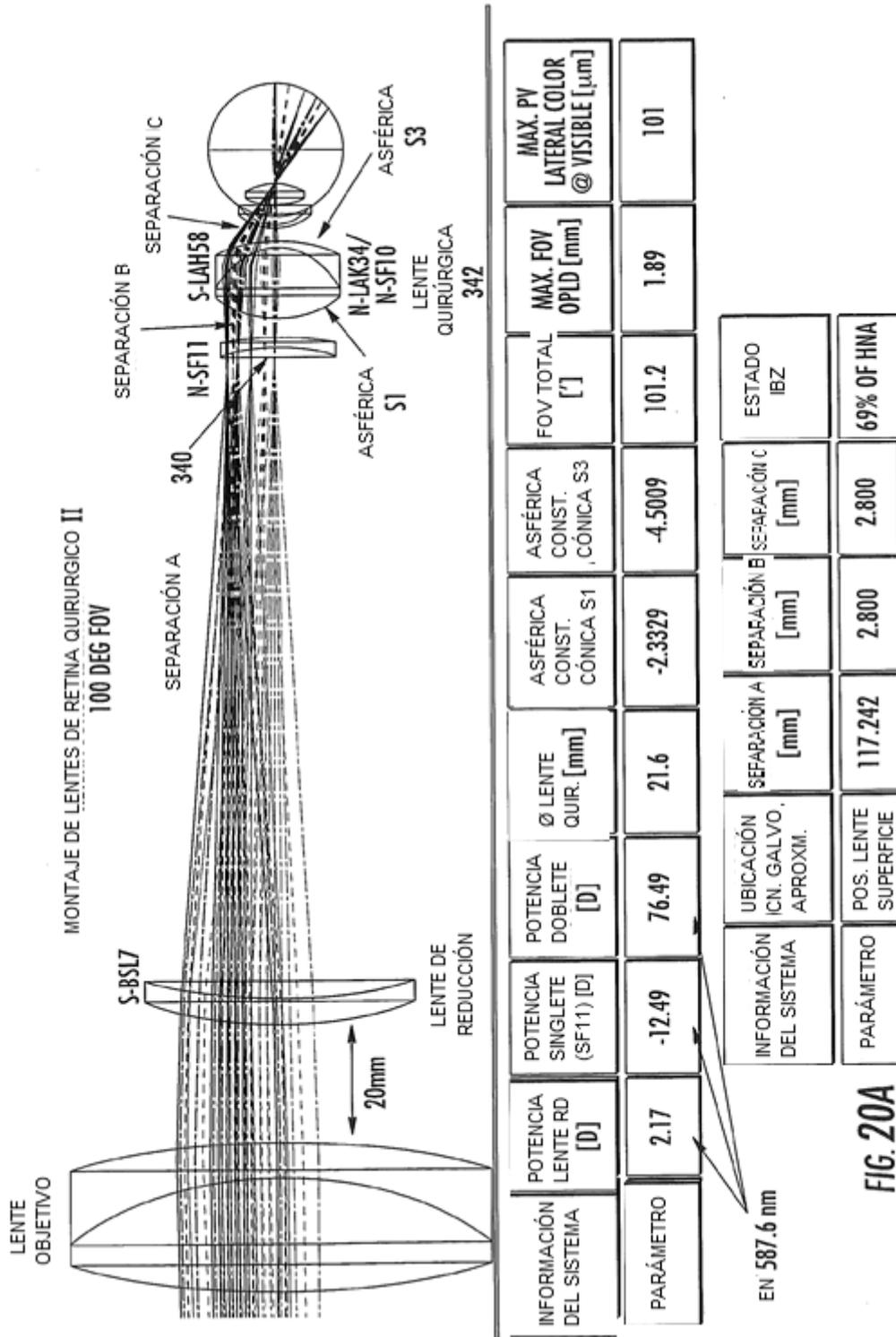
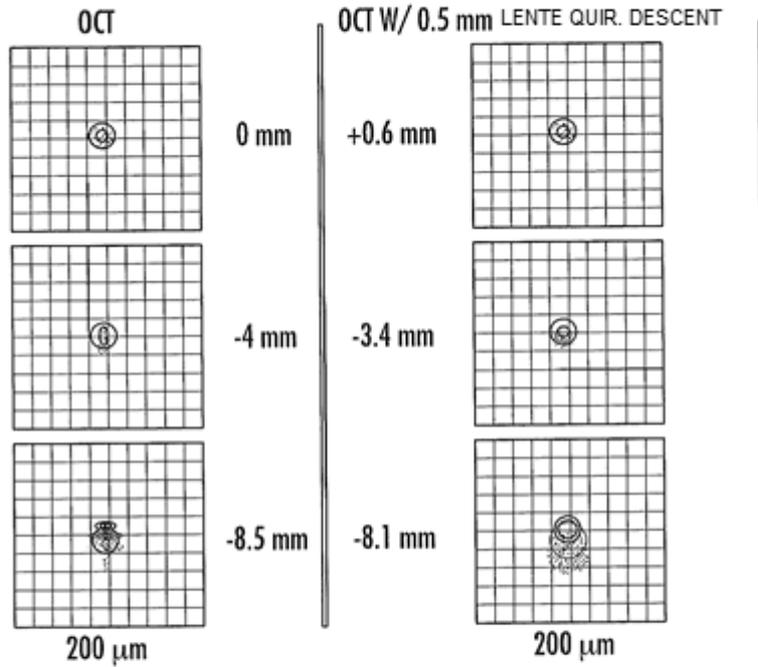


FIG. 20A

RENDIMIENTO ÓPTICO
MONTAJE DE LENTES DE RETINA QUIRURGICO I I



RESUMEN RENDIMIENTO ÓPTICO DOBLETE + SINGLETE BAJA AMP.

CANAL	RADIO AIRY (μm)	DISTANCIA TRAB (mm)	DIA. PT. FWHM (μm) VS. FOV MED. (mm) IN Y			MAX OPLD (mm)
			0	4	8.5	
OCT	13.4	2.8	14	17	28	1.9
VISIBLE	21.1			40		N/A

FIG. 20B

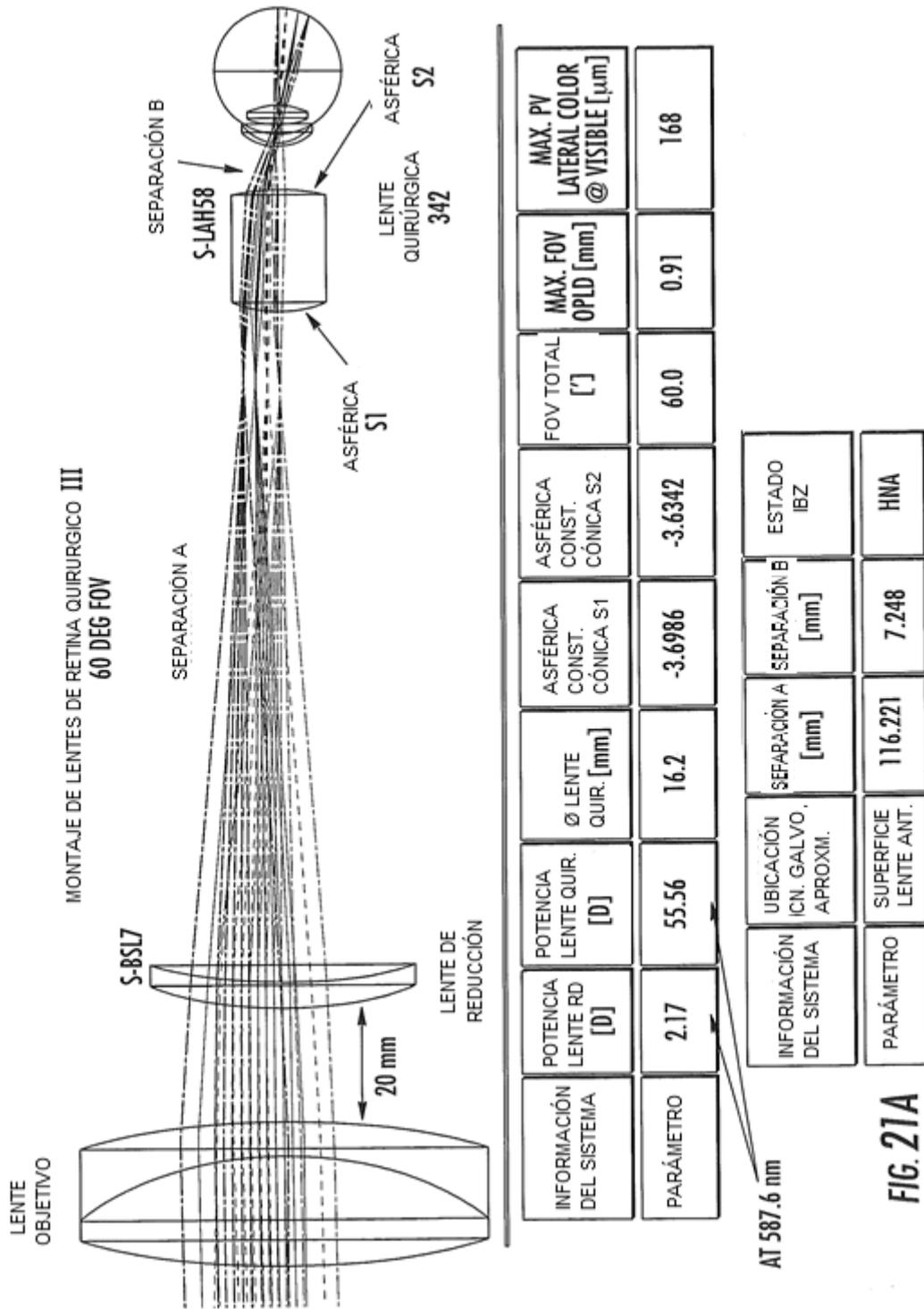
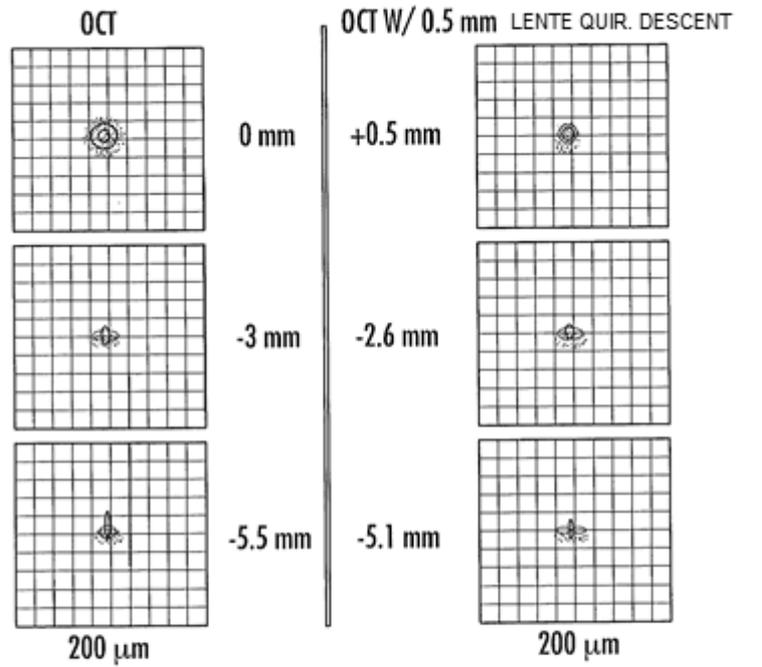


FIG. 21A

RENDIMIENTO ÓPTICO
MONTAJE DE LENTES DE RETINA QUIRURGICO III



RESUMEN RENDIMIENTO ÓPTICO SINGLETE ALTA AMP.

CANAL	RADIO AIRY (μm)	DISTANCIA TRAB (mm)	DIA. PT. FWHM (μm) VS. FOV MED. (mm) IN Y			MAX OPLD (mm)
			0	3	5.5	
OCT	6.7	7.2	8	10	17	0.9
VISIBLE	11.9			32		N/A

FIG. 21B

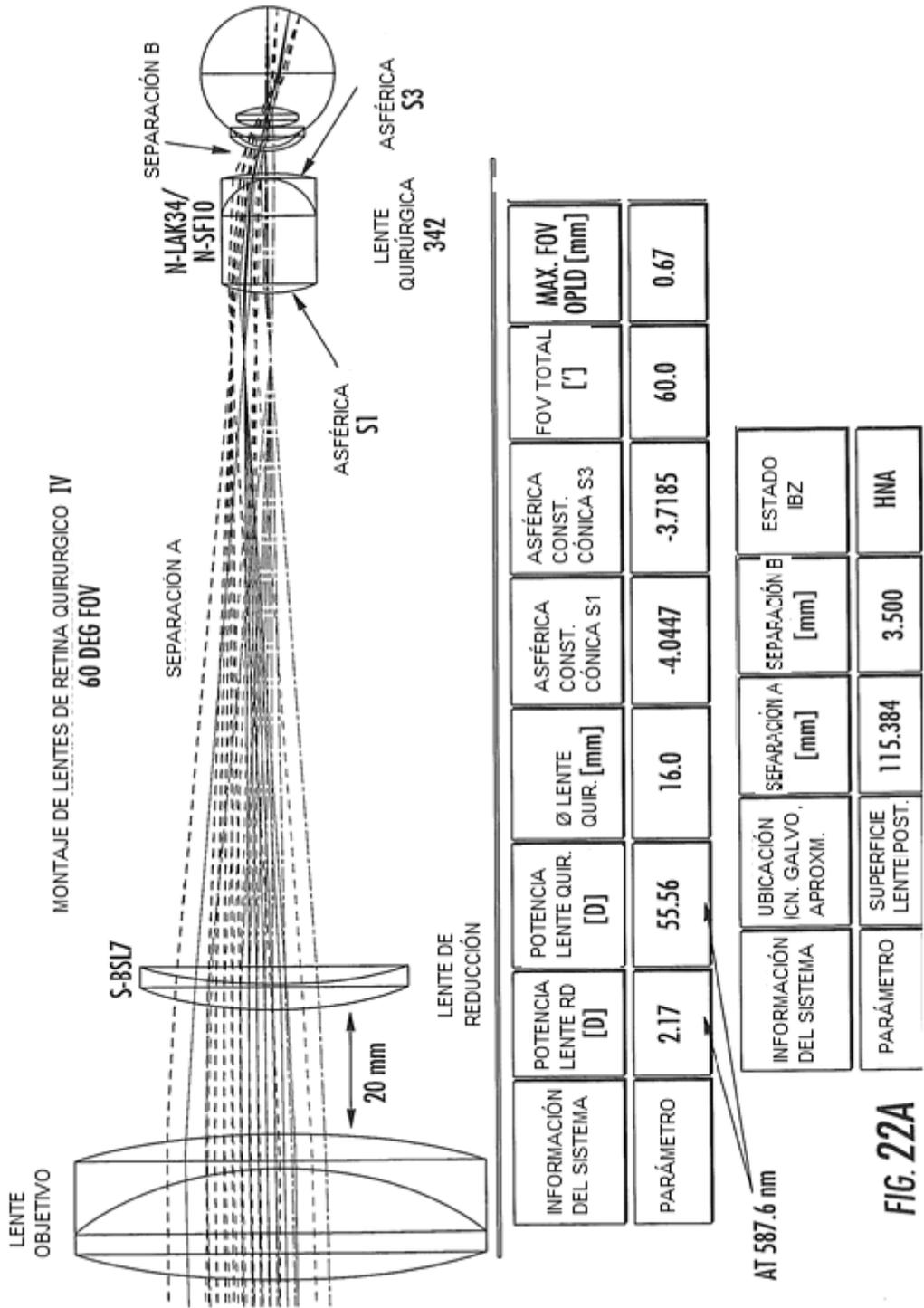
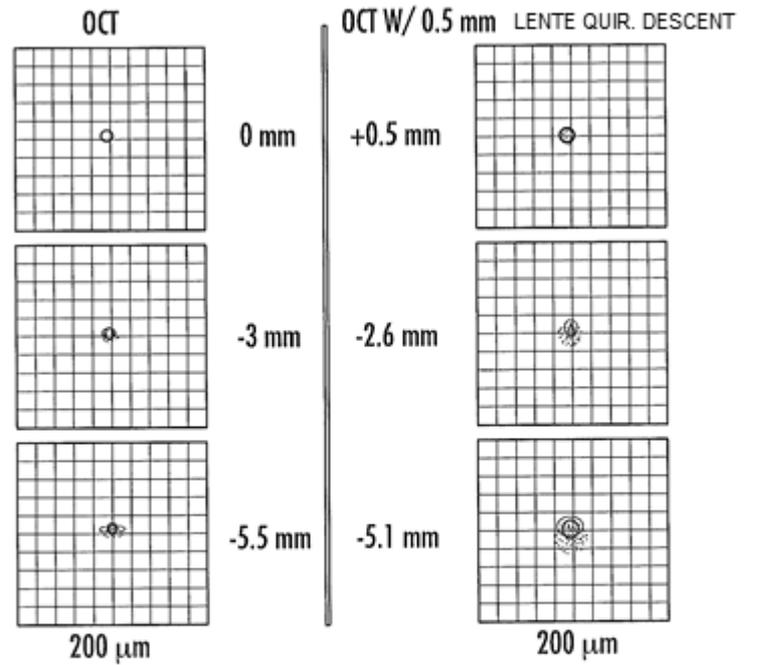


FIG. 22A

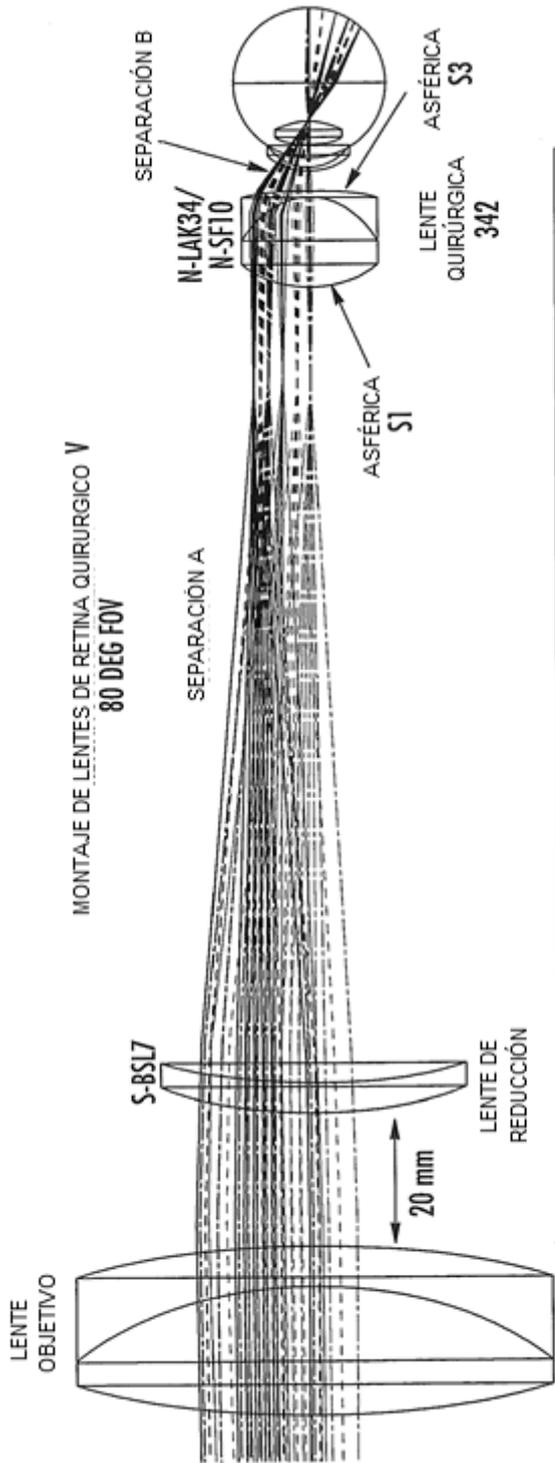
RENDIMIENTO ÓPTICO
MONTAJE DE LENTES DE RETINA QUIRURGICO IV



RESUMEN RENDIMIENTO ÓPTICO DOBLETE ALTA AMP.

CANAL	RADIO AIRY (μm)	DISTANCIA TRAB (mm)	DIA. PT. FWHM (μm) VS. FOV MED. (mm) IN Y			MAX OPLD (mm)
			0	3	5.5	
OCT	6.8	3.5	7	8	9	0.7
VISIBLE	12.0			45		N/A

FIG. 22B



MONTAJE DE LENTES DE RETINA QUIRURGICO V
80 DEG FOV

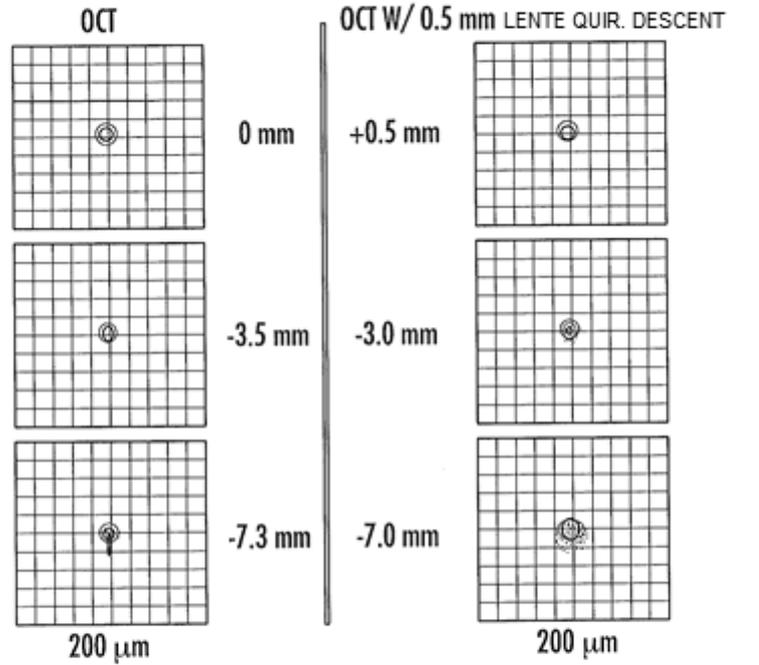
INFORMACIÓN DEL SISTEMA	POTENCIA LENTE RD [D]	POTENCIA LENTE QUIR. [D]	Ø LENTE QUIR. [mm]	ASFÉRICA CONST. CÓNICA S1	ASFÉRICA CONST. CÓNICA S3	FOV TOTAL [°]	MAX. FOV OPLD [mm]
PARÁMETRO	2.17	60.23	19.9	-1.3652	-15.0000	83.2	1.29

AT 587.6 nm

INFORMACIÓN DEL SISTEMA	UBICACIÓN (CN. GALVO, APROXIM.)	SEPARACIÓN A [mm]	SEPARACIÓN B [mm]	ESTADO IBZ	SEPARAC. IBZ 1 [mm]
PARÁMETRO	SUPERFICIE LENTE POST.	118.338	2.800	66% OF HNA	15.763

FIG. 23A

RENDIMIENTO ÓPTICO
MONTAJE DE LENTES DE RETINA QUIRURGICO V



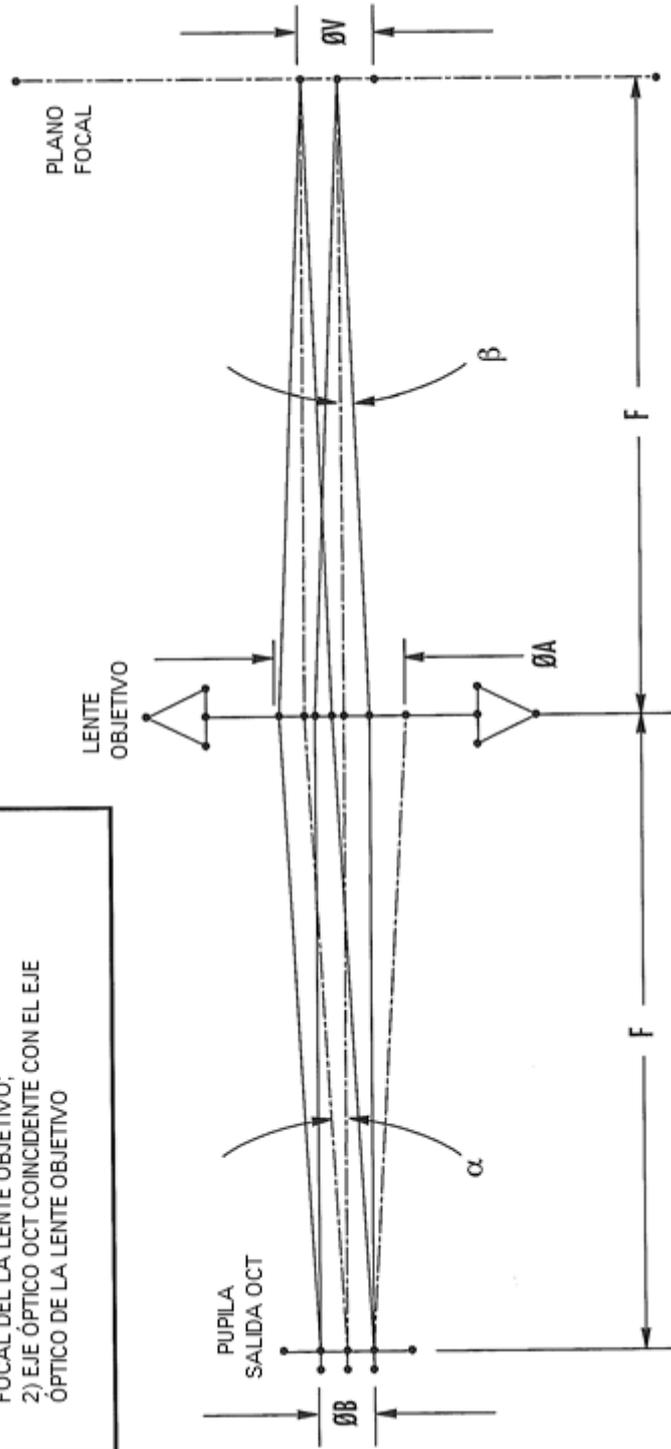
RESUMEN RENDIMIENTO ÓPTICO DOBLETE MED. AMP.

CANAL	RADIO AIRY (μm)	DISTANCIA TRAB (mm)	DIA. PT. FWHM (μm) VS. FOV MED. (mm) IN Y			MAX OPLD (mm)
			0	3	7.3	
OCT	11.1	2.8	12	12	16	1.3
VISIBLE	21.5			48		N/A

ARCH:MD_MAG_DOUBLET_WITH_SMI_01.ZMX

FIG. 23B

CONDICIONES DE TELECENTRICIDAD OCT:
 1) PUPILA DE SALIDA OCT SITUADA EN EL PLANO FOCAL DEL LA LENTE OBJETIVO;
 2) EJE ÓPTICO OCT COINCIDENTE CON EL EJE ÓPTICO DE LA LENTE OBJETIVO



$$NA = \frac{1.22 \times \lambda}{2 \times \rho} = \sin \beta$$

$$\text{ØB} = 2F \times \tan \beta \approx 2F \times \sin \beta = 2F \times NA$$

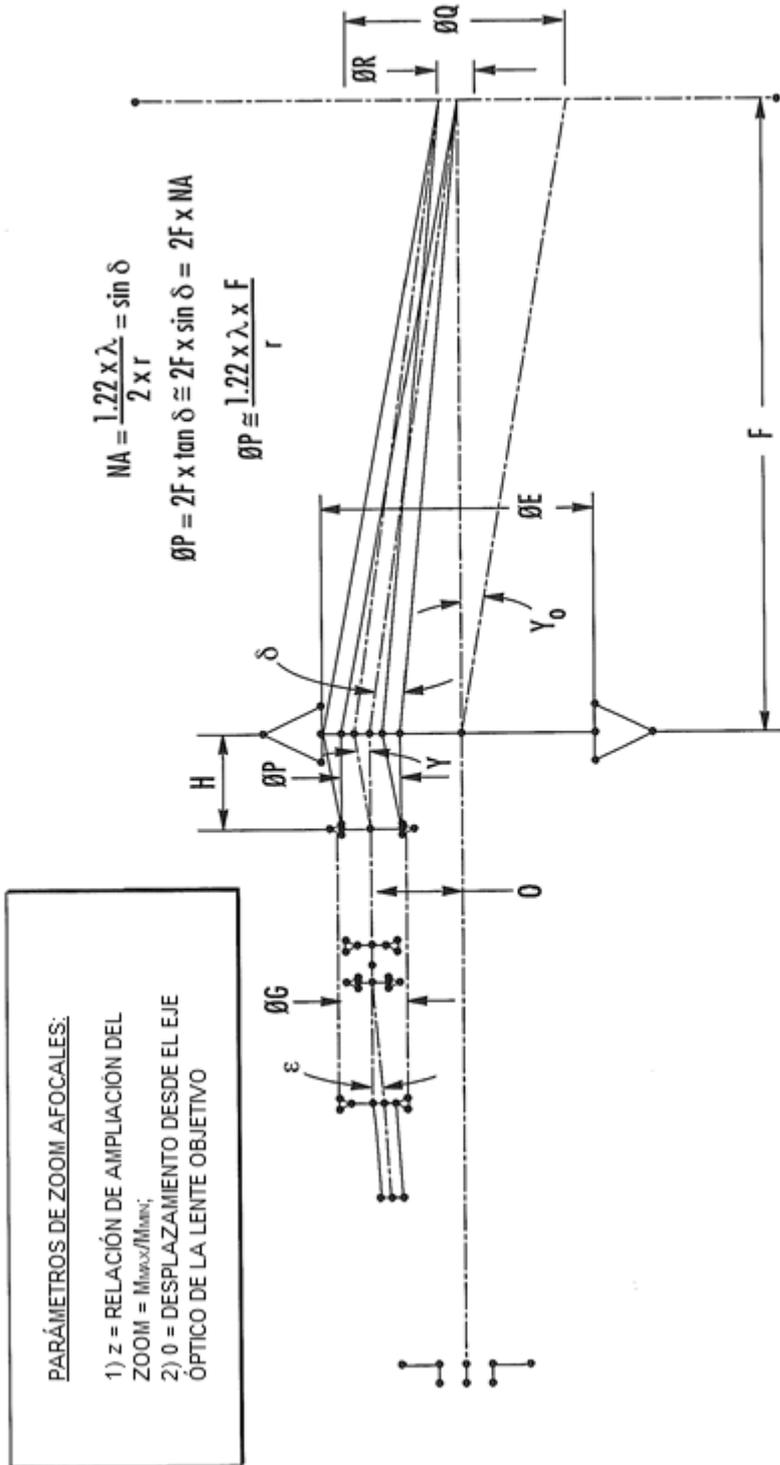
$$\text{ØB} \approx \frac{1.22 \times \lambda \times F}{\rho}$$

$$\text{ØA} = \text{ØB} + \text{ØV}$$

$$F \times \tan \alpha = \frac{\text{ØV}}{2}$$

$$\alpha \approx \frac{\text{ØV}}{2F}$$

FIG. 24



$$\tan \gamma_0 \approx \frac{\delta Q}{z}$$

$$\gamma_m \approx \tan \gamma_m = \frac{\delta Q}{2zF}$$

$$\gamma_0 \approx \tan \gamma_0 = \frac{\delta Q}{2F}$$

$$M_m = \frac{\tan \varepsilon_m}{\tan \varepsilon} = \frac{\tan \varepsilon_m}{\tan \varepsilon_0} \times \frac{\tan \gamma_0}{\tan \gamma_m} = \frac{\tan \varepsilon_m}{\tan \varepsilon_0} \times \frac{\delta Q}{\delta R}$$

$$z = \frac{M_m}{M_0} = \frac{\tan \varepsilon_m}{\tan \varepsilon_0} \times \frac{\tan \gamma_0}{\tan \gamma_m} = \frac{\tan \varepsilon_m}{\tan \varepsilon_0} \times \frac{\delta Q}{\delta R}$$

$$\frac{\tan \varepsilon_m}{\tan \varepsilon_0} = 1 \quad (\text{ZOOM BIEN DISEÑADO})$$

FIG. 25

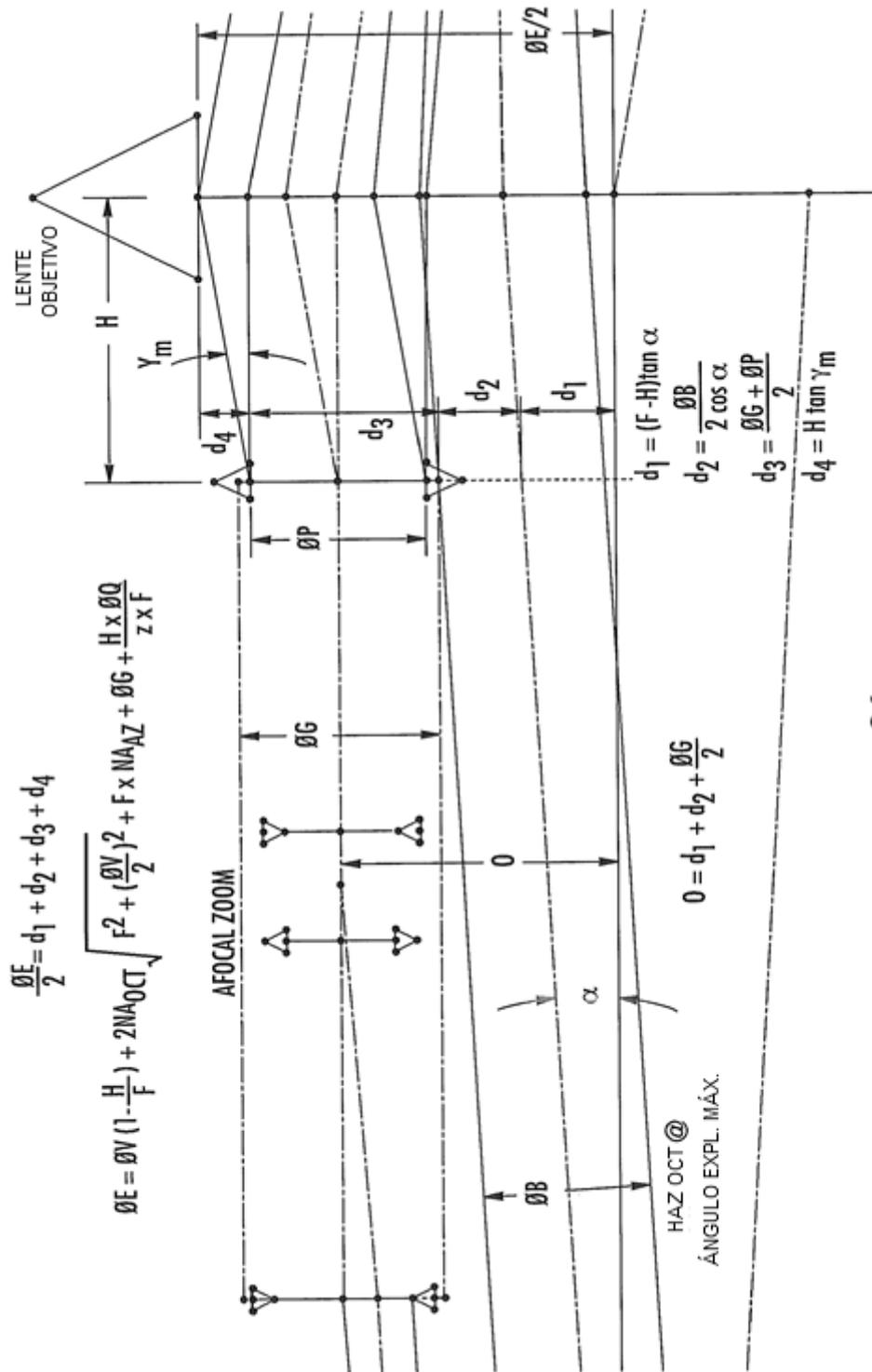


FIG. 26

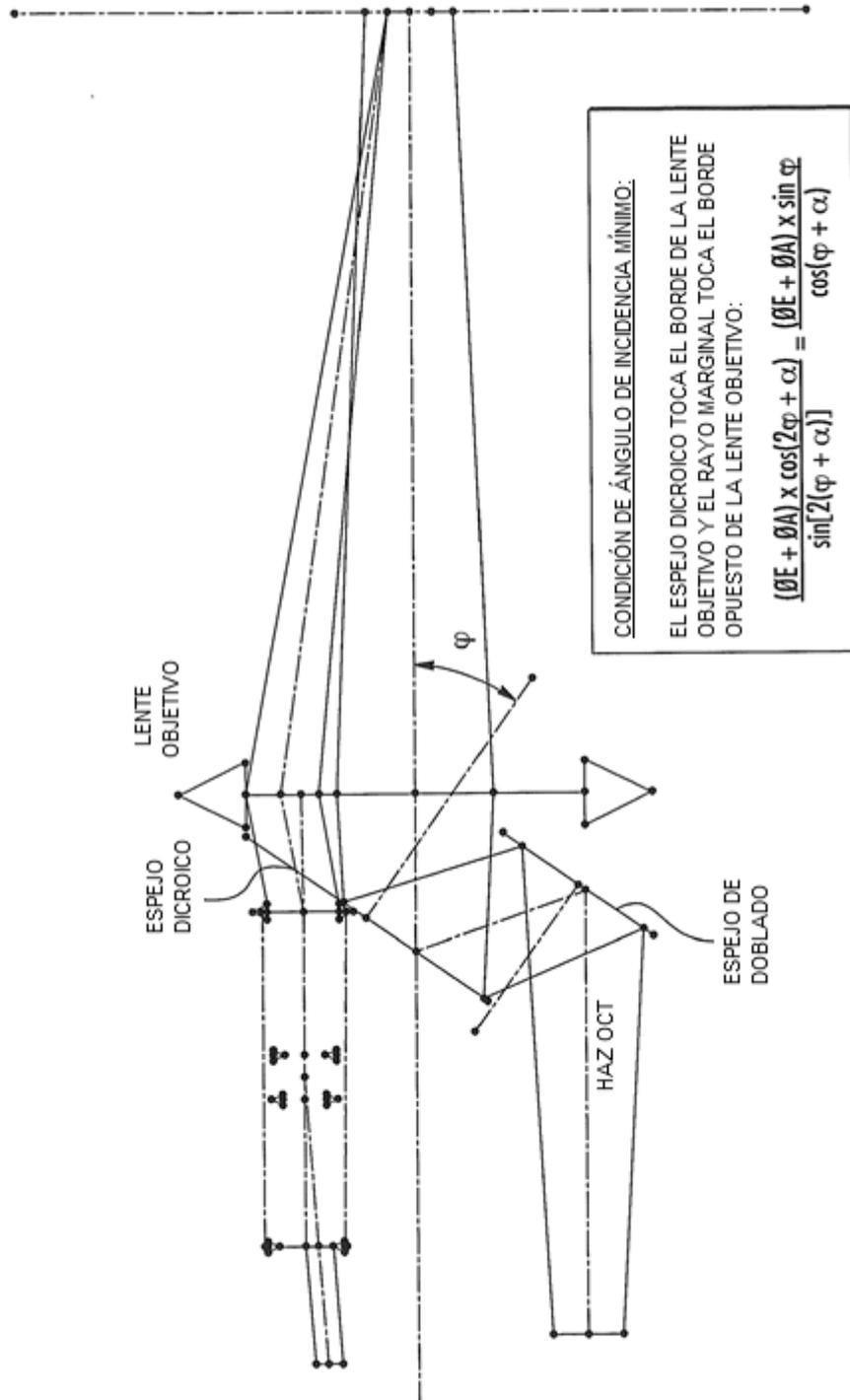


FIG. 27

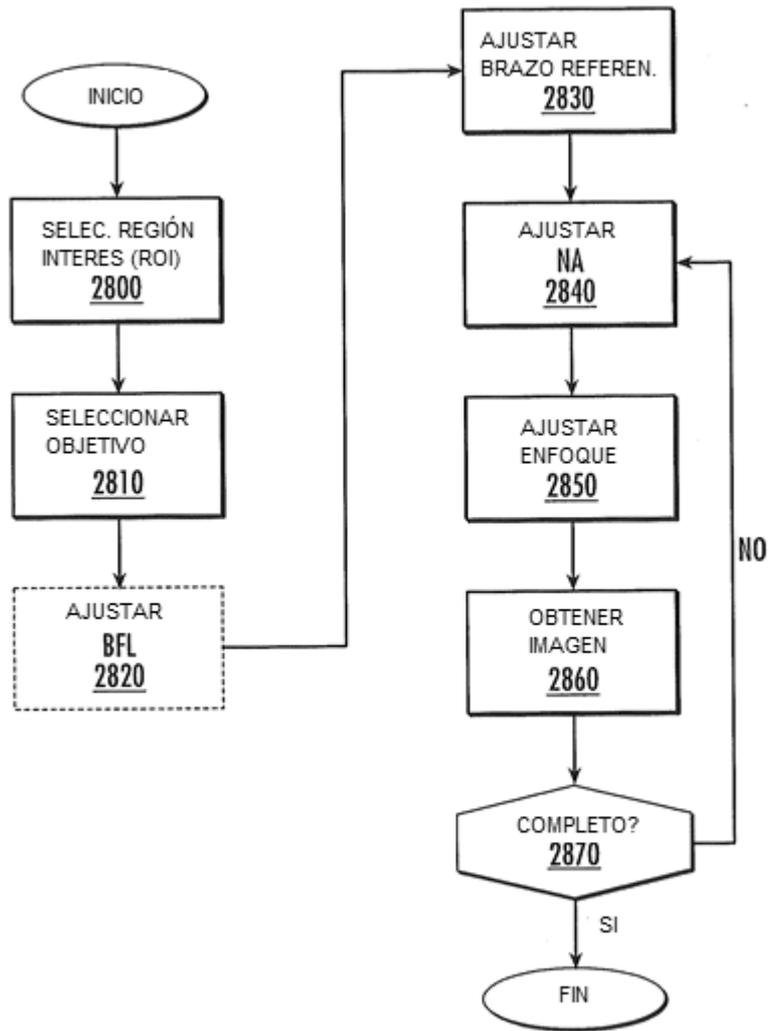


FIG. 28

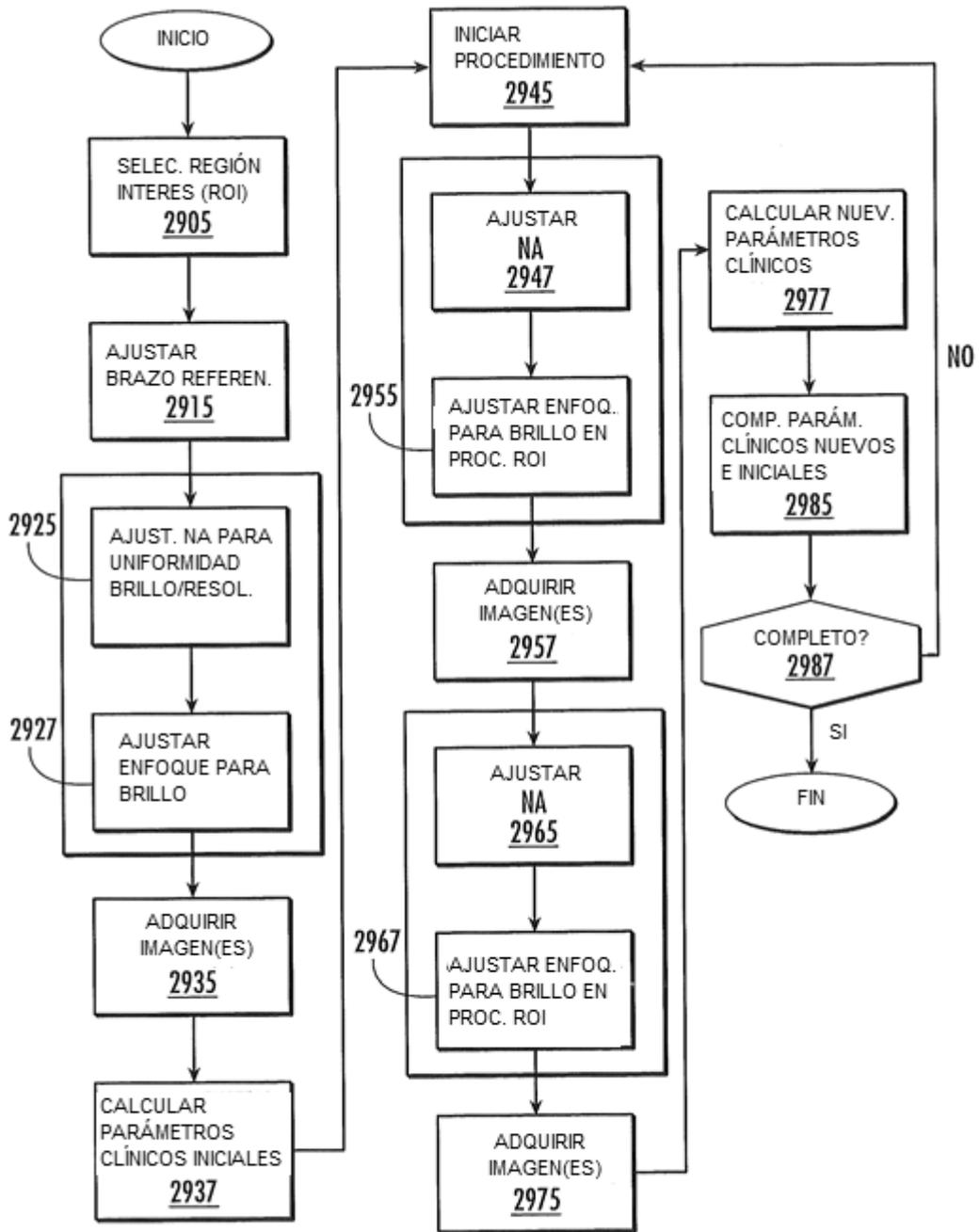


FIG. 29

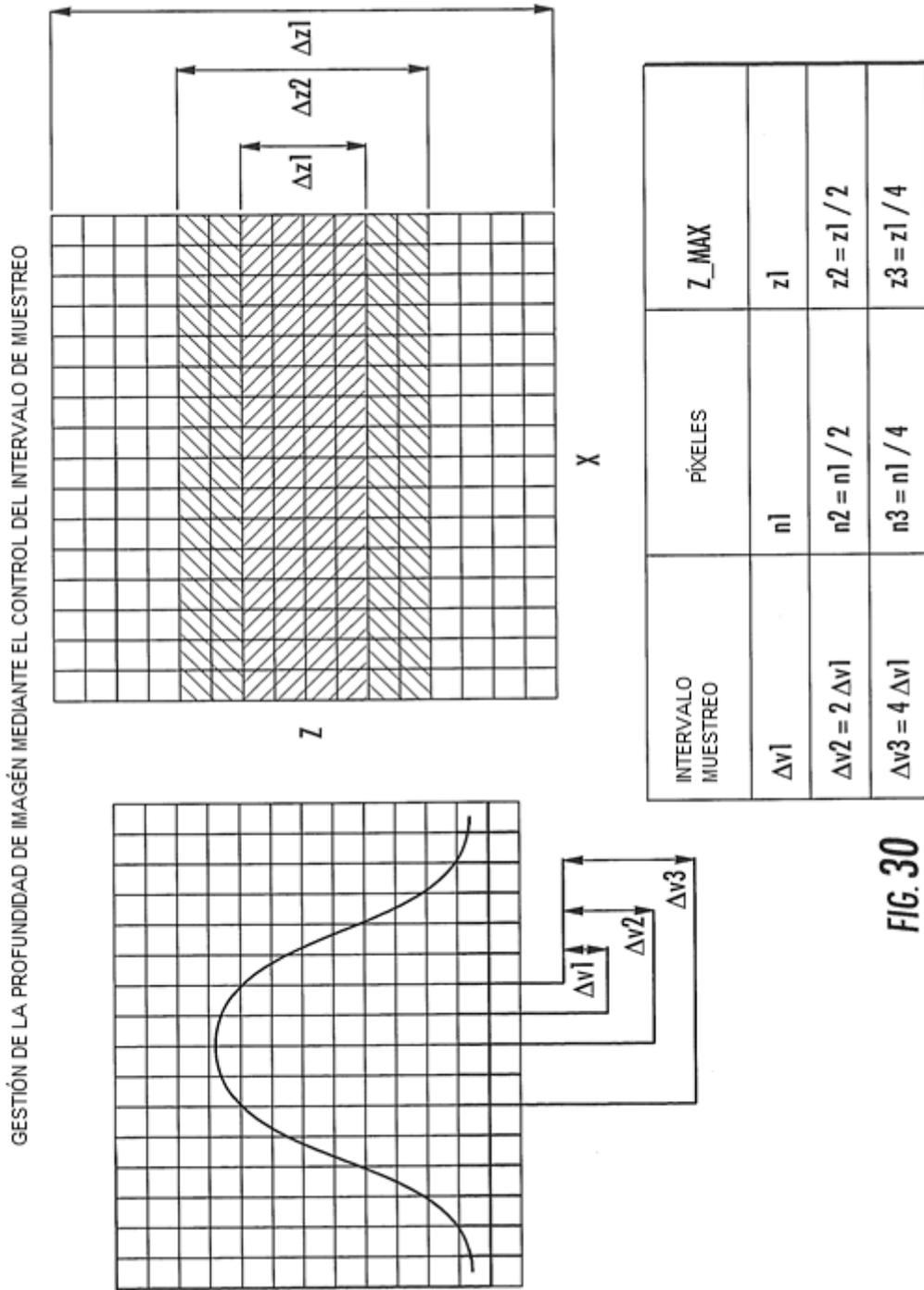


FIG. 30

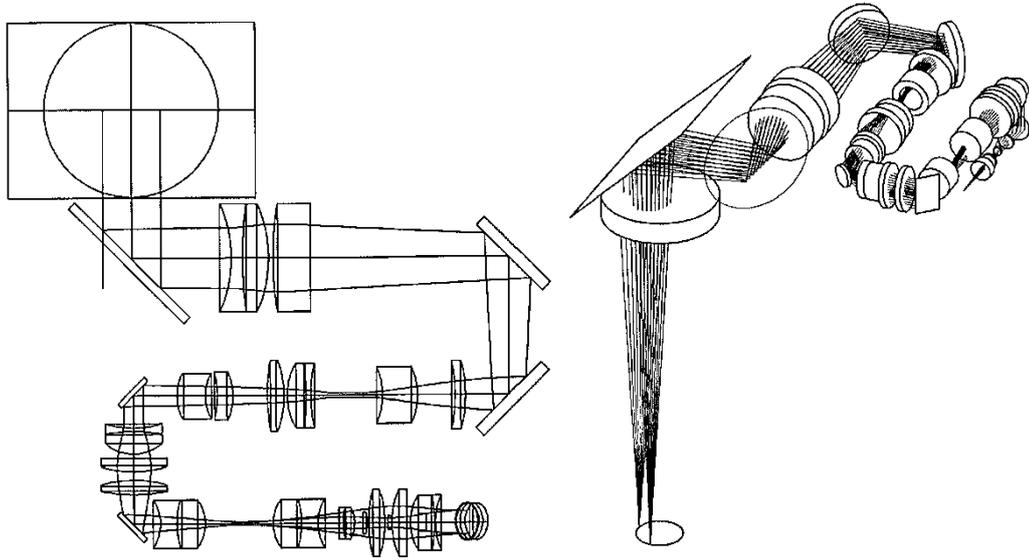


FIG. 31