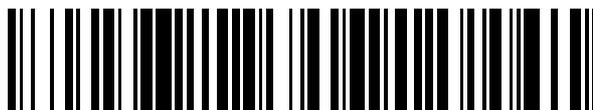


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 370 461**

51 Int. Cl.:
A61B 3/107 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **08863781 .4**
96 Fecha de presentación: **19.12.2008**
97 Número de publicación de la solicitud: **2242418**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **27.10.2010**

54 Título: **SISTEMA DE SCHEIMPFLUG DOBLE PARA EL ANÁLISIS TRIDIMENSIONAL DE UN OJO.**

30 Prioridad:
21.12.2007 US 16424 P
26.09.2008 US 100668 P

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
16.12.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
16.12.2011

73 Titular/es:
SIFI MEDTECH S.R.L
VIA ERCOLE PATTI 36
ACI SANT'ANTONIO FRAZIONE LAVINAIO, IT

72 Inventor/es:
ZANETTE, Walter;
MOGENTALE, Irene;
MENEGHINI, Gianluigi y
TANASSI, Cesare

74 Agente: **Ruo, Alessandro**

ES 2 370 461 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Sistema de Scheimpflug doble para el análisis tridimensional de un ojo

5 **[0001]** La presente solicitud reivindica el beneficio de la prioridad en virtud del artículo 35 U.S.C. § 119(e) para la solicitud de patente provisional de los Estados Unidos con n.º 61/ 100,668, presentada el 26 de septiembre de 2008.

10 **[0002]** La presente solicitud también reivindica el beneficio de la prioridad en virtud del artículo 35 U.S.C. § 119(e) para la Solicitud de patente provisional de los Estados Unidos con n.º 61/ 016,424, presentada el 21 de diciembre de 2007.

Campo de la invención

15 **[0003]** La presente invención se refiere a un sistema y a procedimientos para analizar un ojo, y más particularmente, algunas realizaciones se refieren a realizar una representación de imágenes de partes de un ojo usando un par de cámaras de Scheimpflug giratorias colocadas en perpendicular entre sí.

Sumario de la invención

20 **[0004]** La representación topográfica de la córnea, a la que se hace referencia en general como queratometría o queratografía, puede utilizarse tanto para medir la forma frontal de la córnea como para detectar irregularidades en la forma de la córnea. Los procedimientos de queratografía pueden desarrollarse y acoplarse con un análisis asistido por ordenador para visualizar formas obtenidas a partir de la córnea. La representación de imágenes Scheimpflug puede ser un procedimiento que se usa para el análisis del segmento anterior del ojo. La incorporación de una cámara de Scheimpflug, que puede capturar imágenes Scheimpflug del segmento anterior del ojo, puede proporcionar unas imágenes nítidas y bien definidas que pueden incluir una información detallada a partir de la superficie anterior de la córnea.

30 **[0005]** La representación de imágenes Scheimpflug puede tener una o dos cámaras de Scheimpflug giratorias. La representación de imágenes Scheimpflug puede proporcionar un análisis completo de la topografía de la superficie anterior y posterior de la córnea, incluyendo mapas de curvatura, tangencial, y sagital (axial). La topografía de las superficies anterior y posterior de la córnea puede generarse a partir de una medición de elevación real. El principio de Scheimpflug puede permitir la captura de datos en pacientes con un queratocono significativo y con otras irregularidades severas que no se detectan en otros tipos de representación de imágenes (por ejemplo, en una representación de imágenes Plácido). Los procedimientos basados en Scheimpflug pueden calcular la pacometría de espesor de la córnea de limbo a limbo y visualizar los resultados en un mapa de colores.

35 **[0006]** Algunas realizaciones pueden comprender un dispositivo analizador oftalmológico completamente automático y no invasivo. El dispositivo puede usarse para medir la curvatura de la córnea anterior y posterior y el espesor de la córnea (pacometría), y el volumen de la cámara anterior. El dispositivo puede también permitir una evaluación en tiempo real de la amplitud de acomodación.

40 **[0007]** Las realizaciones incluyen un dispositivo oftalmológico capaz de realizar una representación de imágenes de los segmentos anteriores de un ojo usando un par de cámaras de Scheimpflug giratorias colocadas en perpendicular entre sí. Un procesamiento de representación de imágenes giratorio puede usarse para proporcionar una medición precisa de la córnea central, una fijación fácil para los pacientes y un tiempo de reconocimiento extremadamente corto. Además, con un giro de 90 grados, el dispositivo puede generar una representación tridimensional de la totalidad de la cámara anterior midiendo todas las superficies del segmento anterior. En consecuencia, pueden generarse y visualizarse en un monitor una representación tridimensional de la superficie anterior de la córnea, la superficie posterior de la córnea, la superficie anterior del iris y la superficie anterior de la lente. Las realizaciones del dispositivo pueden también medir la acomodación del ojo a los objetivos de fijación de cerca y de lejos. Los datos que se refieren a la pacometría de la córnea y a la profundidad de la cámara anterior pueden visualizarse en el monitor de un ordenador.

45 **[0008]** Las realizaciones también incluyen una cámara de seguimiento que detecta el movimiento del ojo y ajusta de forma automática el alineamiento del sistema óptico para minimizar la influencia del movimiento del ojo. El movimiento del ojo puede ser un resultado de, por ejemplo, reacciones involuntarias por parte del paciente. El sistema óptico puede estar alineado activamente usando una mecánica de alineamiento automático en X/ Y/ Z durante el proceso de medición. Usando la cámara de seguimiento para realizar un seguimiento y corregir el movimiento del ojo, no es necesario el uso de estimaciones introducidas por software para medir un segmento anterior.

50 **[0009]** En consecuencia, las realizaciones se configuran para un seguimiento en tiempo real de un ojo a través de una cámara de seguimiento para corregir activamente el alineamiento del sistema óptico. El sistema de alineamiento de la cámara de seguimiento puede incluir un sensor, un actuador y una mecánica de alineamiento automático para un análisis de topografía de la córnea anterior y una medición de la amplitud de acomodación.

[0010] Algunas realizaciones pueden comprender un sistema óptico Scheimpflug doble capaz de un análisis tridimensional de la córnea anterior y posterior. El sistema óptico puede proporcionar unas mediciones en dos meridianos ortogonales, permitiendo de ese modo una exploración de tres dimensiones en un giro de 90 grados. En consecuencia, el sistema óptico puede realizar una evaluación completa de la superficie en un giro de 90 grados.

[0011] Algunas realizaciones pueden incluir un sistema de seguimiento del movimiento del ojo completamente automático, no invasivo y en el tiempo. El sistema puede incluir un reposo para la cabeza ergonómico para el autoalineamiento del paciente, una mecánica que permite el seguimiento en tiempo real del ojo a través de una cámara de seguimiento, y una mecánica de alineamiento automático que puede desplazar el sistema en las dimensiones x, y y z de acuerdo con un movimiento detectado del ojo.

[0012] Algunas realizaciones pueden ser tales que reconstruyan un modelo preciso de un ojo examinado y que proporcionen un análisis de frente de ondas funcional con respecto al modelo. El modelo puede usarse para generar un entorno simulado para el implante de una lente intraocular (IOL, *intraocular lens*), determinando unos parámetros de fabricación tales como el descentramiento y las dimensiones de la placa óptica y de las hápticas, la inclinación de la lente, el ajuste exacto en el saco capsular y la fijación. El modelo puede también usarse para la planificación de otros tipos de cirugía refractiva en conjunción con la topografía derivada, la pacometría, y otros parámetros de segmento anterior, tales como la profundidad de la cámara anterior, las distancias de ángulo a ángulo y similares.

[0013] Las realizaciones de la presente invención pueden conseguir una repetibilidad precisa debido a que se necesita poca o ninguna intervención por parte del usuario durante un examen. También, las realizaciones pueden incluir un monitor de pantalla táctil que puede rotar permitiendo que un dispositivo de reconocimiento se haga funcionar desde un lado frontal (convencional) o desde los hombros de un paciente, esto último puede ser adecuado al examinar a pacientes ancianos que necesitan un ajuste de su postura o que se les ayude mediante la apertura de sus párpados, por ejemplo.

El documento WO2004037077 da a conocer un aparato para realizar una representación de imágenes de un ojo, que comprende: un sistema de representación de imágenes Scheimpflug que tiene una primera cámara de vídeo y una primera óptica configurada para dirigir un primer grupo de luz reflejada a partir de un ojo que está examinándose en la cámara de vídeo; una plataforma móvil que tiene al menos una parte del sistema de representación de imágenes Scheimpflug conectadas de forma fija a la plataforma de tal modo que las partes respectivas del sistema de representación de imágenes Scheimpflug se desplazan de acuerdo con cualquier movimiento de la plataforma; y un sistema de seguimiento del movimiento del ojo que comprende una segunda cámara de vídeo y una segunda óptica configurada para dirigir un segundo grupo de luz reflejada a partir del ojo al interior de la segunda cámara de vídeo, en el que el sistema de seguimiento del movimiento del ojo es capaz de detectar el movimiento de un ojo que se aleja de una posición de alineamiento y en el que la plataforma móvil es capaz de desplazarse para compensar el movimiento detectado del ojo con el fin de mantener el ojo en la posición de alineamiento.

Breve descripción de los dibujos

[0014] La figura 1A es una vista en perspectiva y en despiece ordenado de unos elementos seleccionados de un dispositivo analizador oftalmológico a modo de ejemplo, que incluye diversos componentes dibujados de forma esquemática, de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

[0015] La figura 1B ilustra el dispositivo de la figura 1A con las cámaras de Scheimpflug giradas 90 grados de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

[0016] La figura 1C es una vista en perspectiva de unos elementos ópticos seleccionados de un dispositivo analizador de segmento anterior a modo de ejemplo de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

[0017] La figura 2 es una vista en perspectiva de unos elementos ópticos seleccionados de un sistema de cámara de seguimiento de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

[0018] La figura 3 es una vista en perspectiva de unos elementos ópticos seleccionados de un par de sistemas de cámara de Scheimpflug de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

[0019] La figura 4A es una vista en perspectiva de unos componentes de un sistema de fuente de luz azul seleccionados de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

[0020] La figura 4B es una vista en perspectiva de unos componentes de un sistema de fuente de luz infrarroja seleccionados de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

[0021] Las figuras 5A a E es un proceso a modo de ejemplo para analizar el ojo de un paciente de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

[0022] La figura 6 es una vista en perspectiva de una ejecución a modo de ejemplo de un dispositivo analizador

oftalmológico a modo de ejemplo de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

[0023] Las figuras 7A, 7B y 7C son unas vistas desde arriba, en perspectiva y lateral respectivas de otro dispositivo analizador oftalmológico a modo de ejemplo de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

5 [0024] La figura 8 es una vista parcialmente en despiece ordenado de un dispositivo analizador de segmento anterior a modo de ejemplo de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

[0025] La figura 9 ilustra diversos sistemas ópticos del dispositivo analizador de segmento anterior de la figura 8 de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

10 [0026] La figura 10 ilustra un sistema de cámara de pupila a modo de ejemplo que puede incorporarse en el dispositivo analizador de segmento anterior de la figura 8 de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

15 [0027] La figura 11 ilustra un sistema de proyección de luz a modo de ejemplo que puede incorporarse en el dispositivo analizador de segmento anterior de la figura 8 de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

20 [0028] La figura 12 ilustra un sistema de fijación de objetivo a modo de ejemplo que puede incorporarse en el dispositivo analizador de segmento anterior de la figura 8 de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

25 [0029] La figura 13 ilustra un sistema de detección de frente de ondas a modo de ejemplo que puede incorporarse en el dispositivo analizador de segmento anterior de la figura 8 de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

[0030] La figura 14 ilustra una plataforma óptica a modo de ejemplo que puede incorporarse en el dispositivo analizador de segmento anterior de la figura 8 de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

30 [0031] Las figuras 15A a 15D ilustran diversos ejes de un ojo humano.

[0032] La figura 16 es un diagrama esquemático de un sistema analizador de segmento anterior a modo de ejemplo de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

35 [0033] Las figuras 17A a 17C son imágenes de pupila y de Scheimpflug a modo de ejemplo.

[0034] La figura 18 es un diagrama de flujo a modo de ejemplo de un reconocimiento de acomodación de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

40 [0035] Las figuras 19A a 19E son diversas vistas de un dispositivo analizador de segmento anterior a modo de ejemplo de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

[0036] La figura 20 es un diagrama de flujo de proceso de dispositivo a modo de ejemplo de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

45 [0037] La figura 21 es un diagrama de flujo a modo de ejemplo de un reconocimiento de aberrometría de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

50 [0038] La figura 22 es un diagrama de flujo a modo de ejemplo de un proceso de reconocimiento de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

Descripción detallada de la realización preferida

55 [0039] En la siguiente descripción de las realizaciones preferidas, se hace referencia a los dibujos adjuntos que forman una parte de la misma, y en los que se muestran a modo de ilustración unas realizaciones específicas en las que la invención puede practicarse. Ha de entenderse que otras realizaciones pueden utilizarse y que pueden hacerse cambios estructurales sin alejarse del alcance de las realizaciones preferidas de la presente invención.

60 [0040] Con referencia a las figuras, las figuras 1A y 1B ilustran una realización a modo de ejemplo de un dispositivo analizador de segmento anterior 100. El dispositivo 100 puede dotar a un profesional de un conjunto completo de datos biométricos que se usan para determinar parámetros geométricos y de material de una lente intraocular que va a implantarse en el interior del ojo de un paciente. En consecuencia, estos datos biométricos pueden usarse para diseñar a medida una lente que corrige los defectos de visión de un ojo.

65 [0041] Las figuras 1A y 1B ilustran una parte interior del dispositivo 100. El dispositivo 100 puede incluir una plataforma móvil 107 que puede hacerse girar de una forma continua a través del rotor principal 103. La plataforma

107 puede soportar dos cámaras de Scheimpflug 101 y 102 y un sistema de proyección que tiene dos sistemas de fuente de luz 103 y 104.

5 **[0042]** Con referencia adicional a las figuras 1A y 1B, el sistema de cámara de seguimiento 106 puede monitorizar o detectar los movimientos de un ojo durante una sesión de representación de imágenes del ojo y transmitir la información de movimiento del ojo al ordenador 110. En algunas realizaciones, la cámara de seguimiento 106 no necesita conectarse a plataforma giratoria 107, de tal modo que cuando plataforma giratoria 107 se desplaza, la cámara de seguimiento 106 puede permanecer en su lugar.

10 **[0043]** La figura 2 ilustra unos componentes ópticos del sistema de seguimiento de la cámara 106 de acuerdo con algunas realizaciones. El sistema de seguimiento de la cámara a modo de ejemplo 106 puede incluir un divisor de haz para reflejar la luz, tal como luz infrarroja, reflejada a partir del ojo a través de una lente óptica del sistema de proyección y a un detector de CMOS.

15 **[0044]** En respuesta, el ordenador 110 puede controlar el rotor de seguimiento 112 (el rotor de seguimiento se representa de forma simbólica en las figuras 1A y 1B con fines de facilidad de comprensión) de una forma tal que desplaza la plataforma 107 y, a su vez, las cámaras de Scheimpflug 101 y 102 de acuerdo con los movimientos detectados del ojo. De esta forma, el dispositivo 100 puede realizar un seguimiento de los movimientos de un ojo durante una sesión de representación de imágenes del ojo y ajustar los componentes de representación de imágenes, tales como las cámaras de Scheimpflug 101 y 102, de acuerdo con cualquier movimiento del ojo con el fin de mantener un alineamiento adecuado del dispositivo 100 con el ojo. Las cámaras de Scheimpflug 101 y 102 pueden colocarse sobre plataforma giratoria 107 en un ángulo de 90 grados la una con respecto a la otra.

20 **[0045]** La figura 3 ilustra unos componentes ópticos seleccionados de las cámaras de Scheimpflug 101 y 102 de acuerdo con algunas realizaciones. En este caso, cada sistema óptico de Scheimpflug 101 y 102 se configura para satisfacer el principio de Scheimpflug. Con este fin, cada sistema de cámara de Scheimpflug se dispone de tal modo que un plano del ojo (por ejemplo, el plano del ojo de un paciente), un plano del sistema de lente del sistema de cámara de Scheimpflug y un plano de CCD están inclinados los unos con respecto a los otros de una forma tal que se cortan en un eje común.

30 **[0046]** Con referencia adicional a las figuras 1A y 1B, la plataforma 107 puede girar con el fin de capturar diversas mediciones de un ojo. La figura 1B muestra plataforma giratoria 107, y componentes asociados tales como las cámaras 101 y 102, giradas 90 grados con respecto a la posición de la plataforma 107 que se muestra en la figura 1A. En algunas realizaciones, la plataforma 107 puede girar 90 grados, debido a que un giro de 90 grados puede ser suficiente para completar la representación de imágenes de la totalidad de la córnea y de la totalidad de la cámara anterior de un ojo. No se necesita limitar el dispositivo 100 a un giro de 90 grados, no obstante, debido a que otras realizaciones pueden permitir que la plataforma 107 gire más o menos de 90 grados.

35 **[0047]** Haciendo referencia a las figuras 1A y 1B, el sistema de proyección puede incluir dos sistemas de fuente de luz 103 y 104. El sistema de luz 104 puede tener una fuente de luz azul y el sistema de luz 103 puede incluir una fuente de luz infrarroja. El sistema de luz infrarroja 105 puede usarse para dirigir una luz infrarroja hacia el interior de las partes internas de un ojo. La luz infrarroja que se refleja de vuelta a partir del ojo puede a continuación detectarse por el sistema de cámara de seguimiento 106. En algunas realizaciones, el sistema de cámara de seguimiento 106 puede detectar de forma continua la luz infrarroja reflejada y transmitir una señal de vídeo que se genera a partir de la cámara de seguimiento al ordenador 110 durante la mayor parte o la totalidad de una sesión de representación de imágenes del ojo. El sistema de luz azul 104 puede dirigir la luz al interior de la córnea, de la lente, y de la mayor parte o de la totalidad de la cámara anterior de un ojo. La luz reflejada de vuelta a partir del ojo puede a continuación capturarse a través de las cámaras de Scheimpflug 101 y 102, debido a que las cámaras de Scheimpflug 101 y 102 giran 90 grados. De esta forma, las cámaras de Scheimpflug 101 y 102 pueden realizar una representación de imágenes de la luz azul dispersada a partir de las superficies exterior e interior de la córnea, la lente y la mayor parte o la totalidad de la cámara anterior de un ojo.

50 **[0048]** La figura 1C ilustra unos componentes ópticos seleccionados del dispositivo 100, tales como las cámaras de Scheimpflug 101 y 102, las fuentes de luz 104 y 105 y las cámaras de seguimiento 106, de acuerdo con algunas realizaciones.

55 **[0049]** Las realizaciones de los sistemas de luz 104 y 105 se ilustran adicionalmente en la figura 4A y en la figura 4B, respectivamente. Tal como se ilustra, cada sistema de luz 104 y 105 puede incluir unas fuentes de luz respectivas 113 y 114 y unos sistemas de proyección respectivos 115 y 116. Cada fuente de luz 113 y 114 puede producir un perfil de haz de ranura de una luz infrarroja o azul, respectivamente. De acuerdo con algunas realizaciones, pueden montarse unos diafragmas a una posición intrafocal en cada sistema de proyección para producir un perfil de ranura y enfocarse por medio de óptica de proyección. Las fuentes de luz infrarroja y azul pueden ser Diodos de Emisión de Luz (LED, *Light Emission Diodes*), una disposición de LED, diodos láser, o lámparas de descarga, por ejemplo. En algunas realizaciones, las fuentes de luz pueden colocarse en un plano perpendicular al eje óptico de la óptica de proyección. En otras realizaciones, las fuentes de luz pueden colocarse en un plano inclinado con respecto al mismo eje.

5 [0050] Con referencia adicional a las figuras 1A y 1B, el dispositivo 100 puede incluir un indicador 108, que puede mantenerse en una ubicación fija, separada con respecto a la plataforma móvil 107. El indicador 108 puede ser un LED rojo, por ejemplo, si bien pueden usarse también otros indicadores. Por ejemplo, en algunas realizaciones, un patrón iluminado de múltiples colores puede usarse como indicador 108. Durante una sesión de reconocimiento ocular usando el dispositivo 100, puede indicarse a un paciente que mire de forma continua hacia (por ejemplo, que se concentre en) el indicador 108. El sistema de cámara de seguimiento 106 puede realizar un seguimiento de cualquier movimiento del ojo que se aleje del indicador 108. En respuesta a cualquier movimiento detectado del ojo que se aleje del indicador 108, el dispositivo 100 puede ajustar la plataforma 107 de acuerdo con el movimiento detectado del ojo con el fin de mantener un alineamiento adecuado de las cámaras de Scheimpflug 101 y 102 con el ojo. En otras palabras, incluso si el ojo se aleja del indicador lejano 108, el ordenador 110 puede detectar tal movimiento a través de la cámara de seguimiento 106, ajustar el posicionamiento de la plataforma 107 a través del rotor de seguimiento 112 para compensar el movimiento del ojo, manteniendo de ese modo un alineamiento adecuado con el ojo. Puede hacerse referencia a esta capacidad de seguimiento asistida por ordenador del dispositivo 100 como "puntero inteligente", y éste puede llevar a cabo un concepto de alineamiento inteligente.

20 [0051] De acuerdo con algunas realizaciones, la inclinación de las cámaras de Scheimpflug 101 y 102 con respecto a un plano tangencial en el vértice de la superficie exterior de la córnea, o con respecto al eje óptico de un ojo, puede ser de menos de 40 grados. Esto puede permitir que el dispositivo 100 obtenga una profundidad mejorada de la representación de imágenes de campo en el interior del ojo así como que mejore la nitidez y proporcione unas imágenes más profundas de un ojo. La mejora en la resolución puede también conseguirse combinando datos de flujos de vídeo a partir de cada cámara de Scheimpflug 101 y 102. Cada flujo de vídeo puede transmitirse al ordenador 110 para su procesamiento.

25 [0052] A partir del vídeo que proporcionan las cámaras de Scheimpflug 101 y 102, el ordenador 110 puede procesar los datos y construir un perfil topográfico completo de la córnea, un perfil pacométrico, una topografía detallada de ambas superficies de la lente del ojo, y un conjunto de datos biométricos que se refieren a la cámara anterior de un ojo. Esta información puede obtenerse mediante un giro de 90 grados de las dos cámaras de Scheimpflug 101 y 102, que pueden inclinarse un ángulo de 90 grados la una con respecto a la otra a la vez que se hacen girar.

30 [0053] De acuerdo con algunas realizaciones, una unidad de aberrómetro de frente de ondas 109, que se representa de una forma meramente simbólica en las figuras 1A y 1B, puede incluirse opcionalmente en el dispositivo 100. La unidad de aberrómetro de frente de ondas 109 puede emitir uno o más frentes de ondas predefinidos hacia un ojo. Cada frente de ondas puede ser, por ejemplo, un frente de ondas infrarrojo, conformado previamente de forma matemática y que se conoce bien. La unidad de aberrómetro 109 puede también detectar y medir cada frente de ondas que se refleja hacia detrás a partir del ojo y, comparando los dos frentes de ondas, la unidad de aberrómetro 109 puede proporcionar a un profesional la información necesaria para evaluar los defectos de visión del ojo sometido a reconocimiento. Una unidad de aberrómetro a modo de ejemplo puede ser el aberrómetro 1300, que se describe con más detalle con respecto a la figura 13.

35 [0054] De acuerdo con algunas realizaciones, el dispositivo 100 puede incluir opcionalmente software de diseño y modelación, en la forma de instrucciones legibles por ordenador, que residen en la memoria del ordenador 110. Tal software puede proporcionar instrucciones al procesador del ordenador 110 para procesar la información que se obtiene a partir de las cámaras 101 y 102 así como la información introducida como entrada en el ordenador 110 a través de un dispositivo de entrada (que no se muestra). El dispositivo de entrada puede ser un teclado, un ratón, una bola de seguimiento o un visualizador sensible al tacto, por ejemplo. La información introducida como entrada puede incluir parámetros geométricos que se refieren a la forma de las superficies de una lente intraocular manufacturada, a las dimensiones de una lente intraocular, y al material con el que puede manufacturarse una lente intraocular. Posteriormente, el ordenador 110, usando software que reside en el ordenador, puede proporcionar a un profesional un conjunto completo de salida de datos que explican un rendimiento simulado de una lente intraocular que tiene los parámetros introducidos como entrada previamente cuando la misma se instala en un ojo.

40 [0055] Tal como se describe de forma resumida anteriormente, el dispositivo 100 puede incluir una unidad de visualizador sensible al tacto 111. La unidad de visualizador 111 puede proporcionar una interfaz para hacer funcionar el dispositivo de una forma fácil y rápida. Como ejemplo, un profesional que hace funcionar el dispositivo 100 puede acceder a los datos de salida a petición, mediante el posicionamiento de un marcador virtual que se visualiza en la pantalla táctil 111 a lo largo de unas zonas de una imagen previamente adquirida de una cámara anterior de un ojo. El profesional puede a continuación seleccionar diversas mediciones en la zona seleccionada para analizar esa zona. Por supuesto, la unidad de visualizador 111 no necesita ser sensible al tacto, debido a que pueden usarse también otros dispositivos de entrada.

45 [0056] Tal como se explica anteriormente, el dispositivo 100 puede mantener el alineamiento de un ojo a lo largo de un eje óptico de visión de tal modo que un equipo de medición puede obtener y emitir como salida la mayor parte o la totalidad de parámetros biométricos necesarios para diseñar una lente intraocular. En consecuencia, el dispositivo 100 puede describirse como un medidor de cámara anterior del ojo, que puede detectar y medir detalles diminutos de superficies o volúmenes de un segmento anterior de un ojo. De esta forma, el espesor y las superficies de la

córnea, el iris, la pupila y la lente pueden representarse completamente.

5 **[0057]** De forma ventajosa, el dispositivo 100 puede también medir las dimensiones lineales de una cámara anterior de un ojo lleno con el humor acuoso, un volumen total de la cámara anterior, y una amplitud de los ángulos que una superficie interior de la córnea forma con la superficie del borde del iris. Puede también hacerse referencia a las dimensiones lineales de la cámara anterior como una distancia de ángulo a ángulo, y puede hacerse referencia a la amplitud angular como una amplitud del ángulo.

10 **[0058]** Los datos recopilados durante una sesión de reconocimiento ocular usando el dispositivo 100 pueden incluir un perfil de la córnea, una topografía de la superficie tanto exterior como interior, mapas de altitud y pacometría de la córnea. Puede hacerse referencia a esta recopilación de datos como un primer conjunto de datos. A partir de este primer conjunto de datos, un profesional puede determinar la presencia de Queratocono y, más en general, evaluar cualquier defecto de la córnea. Los mapas topográficos pueden proporcionarse (por ejemplo, visualizarse en el visualizador 111) a un profesional como uno o más mapas de colores diferentes, representando cada color en un mapa un valor diferente (al que puede también hacerse referencia como una cita-a-cero). Los mapas de altitud pueden usar un mapa de colores diferente, en el que cada color puede representar un valor (al que puede también hacerse referencia como un vértice de la córnea).

20 **[0059]** Un segundo grupo de datos que puede obtenerse usando el dispositivo 100 puede incluir la distancia de ángulo a ángulo, una amplitud del ángulo y un volumen total de la cámara anterior. Este conjunto de datos puede usarse para evaluar las aberraciones ópticas de un ojo y otros defectos de visión de un ojo que pueden determinarse por un análisis de cámara anterior.

25 **[0060]** Un tercer grupo de datos puede incluir una distancia entre la córnea y la lente, una representación completa de ambas superficies de la lente (es decir la superficie frontal y la posterior), y las capacidades de asentamiento de la lente. Este grupo de medidas puede usarse para evaluar los defectos globales de la visión de un ojo, así como para dotar a un profesional de información y parámetros de diseño para prescribir una lente intraocular, por ejemplo.

30 **[0061]** Un cuarto grupo de datos de salida que puede obtenerse usando el dispositivo 100 pueden ser los datos de densimetría de la lente, que pueden permitir a un profesional producir un análisis de densimetría de la lente en sí misma. La cuarta salida de datos puede también incluir un conjunto de mediciones a petición ordenadas por un profesional que usa el dispositivo 100 en relación con una información adicional acerca de la cámara anterior de un ojo. Este conjunto de datos a petición puede solicitarse por parte del profesional, que puede recibir tal información mediante el posicionamiento de un marcador virtual sobre una zona deseada de una imagen previamente adquirida de la cámara frontal de un ojo, por medio de un visualizador de pantalla táctil 111. Dependiendo de qué puntos selecciona el profesional sobre la imagen, el dispositivo 100 puede proporcionar diversos tipos de información, tales como datos de espesor, datos de distancia o similares, en relación con la zona seleccionada.

40 **[0062]** Opcionalmente, un quinto grupo de datos puede también obtenerse usando el dispositivo 100, el quinto grupo de datos puede estar relacionado con el uso de la unidad de aberrómetro opcional 109. Este grupo de datos puede incluir unas mediciones interferométricas que comparan un frente de ondas emitido por la unidad 109 con el frente de ondas resultante que se refleja hacia detrás a partir de las partes interiores de la cámara anterior de un ojo, por ejemplo. El ordenador 110 puede procesar la medición de frente de ondas y proporcionar datos de salida útiles para diseñar una lente intraocular correctiva.

45 **[0063]** Un sexto grupo de datos de salida puede también obtenerse a partir del dispositivo 100. Tal como se explica anteriormente, pueden introducirse unas especificaciones que se refieren a una lente intraocular, tales como sus datos de superficie, espesor y material, como entrada al dispositivo 100. Estos datos pueden usarse para simular el rendimiento óptico de la lente intraocular como si estuviera colocada en el interior de la cámara de la lente dentro de un ojo. Por lo tanto, esta simulación puede realizarse antes de que se implante una lente intraocular que tiene esas especificaciones dentro de un ojo. En otras palabras, el dispositivo 100 puede simular el rendimiento óptico de una lente intraocular que ya existe pero que aún no se ha implantado. Por lo tanto, el dispositivo 100 puede dotar a un profesional de unos medios para discernir si una lente intraocular candidata realizará de una forma correcta la corrección de defectos de visión de un ojo una vez se ha implantado.

50 **[0064]** El proceso a modo de ejemplo 500 para obtener mediciones de un ojo de acuerdo con algunas realizaciones se describe con referencia a la figura 5. Muchas de las etapas que se describen en el proceso 500 pueden ser instrucciones legibles por ordenador que se realizan de forma automática, que residen en la memoria del dispositivo 100, por ejemplo. Además, un experto en la técnica apreciará que se omiten diversos problemas relacionados con el almacenamiento de memoria y con el sincronismo con respecto a este diagrama de flujo, con fines de claridad.

55 **[0065]** El proceso 500 puede comenzar en la etapa 502, en la que un paciente se coloca con el dispositivo 100 de tal modo que el paciente está orientado hacia el indicador 108. La exploración puede comenzar a continuación en la etapa 504. La exploración puede incluir la rotación de ambas de las cámaras de Scheimpflug 101 y 102 en un arco de 90 grados, a la vez que se proporciona todo el tiempo una salida de vídeo a partir de las cámaras 101 y 102 al ordenador 110. Además, en la etapa 506, el dispositivo 100 puede detectar cualquier movimiento del ojo durante la

etapa de exploración 504. Si se detecta movimiento, a continuación el dispositivo 100 puede ajustar las cámaras 101 y 102 de acuerdo con el movimiento del ojo. Después de un giro completo de 90 grados, la exploración puede haberse completado en la etapa 508.

5 **[0066]** El dispositivo 100 puede también consultar si una prueba de la capacidad de acomodación de lente natural ha de realizarse en la etapa 510. Si no necesita realizarse una prueba de acomodación de lente, a continuación el proceso 500 puede continuar hacia la etapa 516 en la que los datos de la córnea que se obtienen en las etapas anteriores pueden almacenarse en el dispositivo 100 para su procesamiento posterior. Por otro lado, si ha de realizarse una prueba de acomodación de lente, a continuación el dispositivo 100 puede realizar de forma automática una prueba de acomodación de lente en la etapa 512. Los datos que se obtienen durante la etapa 512 pueden a continuación almacenarse en el dispositivo 100 en la etapa 514 para su procesamiento posterior.

15 **[0067]** A continuación, en la etapa 518, el dispositivo 100 puede consultar si son necesarios datos de cámara anterior completos. Si la respuesta es afirmativa, a continuación pueden almacenarse datos de cámara anterior en la etapa 520. Después de la etapa 520 o si la respuesta es no, en la etapa 518, el proceso 500 continúa hacia la etapa 522. En la etapa 522, el dispositivo 100 puede consultar si se solicitan especificaciones biométricas y el diseño de la lente intraocular. Si la respuesta es negativa, a continuación el proceso 500 puede continuar y puede finalizar en la etapa 530. Por otro lado, si la respuesta es afirmativa, a continuación el dispositivo 100 puede proporcionar una especificación de lente intraocular y datos de diseño en la etapa 524. El proceso puede a continuación consultar si los datos de corrección van a introducirse como entrada en la etapa 526. Si no va a introducirse como entrada una corrección de datos, a continuación el proceso 500 puede finalizar en la etapa 530. Si van a introducirse como entrada unas correcciones de diseño de la lente, a continuación tales datos correctivos pueden introducirse como entrada y el proceso 500 puede continuar hacia la etapa 528. En la etapa 528, pueden emitirse como salida datos de diseño de especificaciones de lente intraocular modificados. El proceso puede finalizar a continuación en la etapa 530.

30 **[0068]** Una o más etapas de proceso 500 pueden realizarse por instrucciones en la forma de instrucciones legibles por ordenador que residen en la memoria del ordenador 110. Obsérvese que las instrucciones pueden almacenarse y transportarse en cualquier medio legible por ordenador para su uso por o en conexión con un sistema, aparato, o dispositivo de ejecución de instrucciones, tal como un sistema basado en ordenador, un sistema que contiene un procesador, u otro sistema que puede recoger las instrucciones del sistema, aparato, o dispositivo de ejecución de instrucciones y ejecutar las instrucciones. En el contexto del presente documento, un “medio legible por ordenador” puede ser cualquier medio que puede contener, almacenar, comunicar, propagar, o transportar el programa para su uso por o en conexión con el sistema, aparato, o dispositivo de ejecución de instrucciones. El medio legible por ordenador puede ser, por ejemplo, si bien no se limita a, un sistema, aparato, dispositivo, o medio de propagación electrónico, magnético, óptico, electromagnético, infrarrojo, o semiconductor. Más ejemplos específicos (una lista no exhaustiva) del medio legible por ordenador incluyen los siguientes: una conexión eléctrica (electrónica) que tiene uno o más cables, un disco de ordenador portátil (magnético), una memoria de acceso aleatorio (RAM, *random access memory*) (magnética), una memoria de sólo lectura (ROM, *read-only memory*) (magnética), una memoria borrrable programable de sólo lectura (EPROM, *erasable programmable read-only memory*) (magnética), una fibra óptica (óptica), un disco óptico portátil tal como un CD, CD-R, CD-RW, DVD, DVD-R, o DVD-RW, o una memoria flash tal como tarjetas flash compactas, tarjetas digitales seguras, dispositivos de memoria USB, memorias stick, etc. Obsérvese que el medio legible por ordenador puede incluso ser papel u otro medio adecuado en el que se imprime el programa, debido a que el texto del programa puede capturarse electrónicamente a través de exploración óptica del papel u otro medio, compilarse a continuación, interpretarse o procesarse de otra forma o de una forma adecuada si fuera necesario, y a continuación almacenarse en una memoria informática.

50 **[0069]** De acuerdo con algunas realizaciones, el dispositivo 100 puede incluir un alojamiento que contiene diversos componentes del dispositivo.

55 **[0070]** Una realización a modo de ejemplo 600 se ilustra en la figura 6. Tal como se ilustra, las cámaras de Scheimpflug 101 y 102 están ubicados en un ángulo de alrededor de 90 grados la una con respecto a la otra. La plataforma 107 puede desplazarse en las direcciones x, y y z, así como inclinarse, con el fin de mantener el alineamiento de las cámaras con el ojo de un paciente y compensar el movimiento ocular del ojo. Con este fin, la cámara de seguimiento 106 se coloca y se configura para realizar un seguimiento de cualquier movimiento del ojo. Durante el funcionamiento, el rotor 103 puede girar las cámaras 101 y 102 aproximadamente 90 grados para obtener mediciones del ojo.

60 **[0071]** Las vistas desde arriba, en perspectiva y lateral de una realización adicional a modo de ejemplo se ilustran en las figuras respectivas 7A, 7B y 7C. El dispositivo 700 puede contener los diversos componentes del dispositivo 100 que se describen anteriormente en un alojamiento compacto. Además, el dispositivo 700 puede incluir un reposo para la cabeza 720, que puede ayudar en el posicionamiento de un paciente delante del dispositivo 700. El dispositivo 700 puede también incluir un panel visualizador sensible al tacto 711, similar al visualizador 111 que se describe con referencia a la figura 1A. De forma conveniente, las cámaras de Scheimpflug 101 y 102 pueden alojarse y rotar en el interior del alojamiento del dispositivo 700.

[0072] Una realización a modo de ejemplo de un dispositivo de analizador de segmento anterior (ASA, *anterior segment analyzer*) 800 y procedimientos de uso del mismo se describirán a continuación con referencia a las figuras 8 a 21. Ha de entenderse que diversos componentes y el proceso que se describe con referencia a las figuras 8 a 21 pueden ser idénticos o similares a los componentes y al proceso que se describe anteriormente con referencia a las figuras 1 a 7.

[0073] La figura 8 ilustra el ASA 800 con diversos componentes retirados para ilustrar determinadas características. El ASA 800 comprende un sistema de Scheimpflug giratorio 802 montado en una plataforma giratoria 804. En una realización, el sistema de Scheimpflug 802 es capaz de girar 90 grados alrededor del eje óptico 806. Un cabezal óptico puede estar soportado por un ensamblador mecánico de tres ejes 808 que se acciona por un cuadro electrónico (por ejemplo, el cuadro eléctrico 1604 que se ilustra en la figura 16) y que se conecta a y se controla mediante un ordenador interno (por ejemplo, el ordenador 1602 que se ilustra en la figura 16) que puede alinear de forma automática el ojo examinado 812 con el ASA 800. El dispositivo de ASA 800 puede también incluir un diodo emisor de luz (LED) infrarroja (IR) 810 colocado para iluminar una parte delantera del ojo examinado 812. De esta forma, un sistema de cámara de pupila (por ejemplo, el sistema de cámara de pupila 1000 que se describe con más detalle en la figura 10) puede capturar imágenes de la pupila del ojo examinado 812 y mantener el alineamiento del eje óptico 806 con el eje visual del ojo examinado 812.

[0074] La figura 9 ilustra unos componentes ópticos del sistema de Scheimpflug 802 de acuerdo con una realización. El sistema de Scheimpflug 802 puede comprender una primera cámara 902 y una segunda cámara 904. La figura 9 también ilustra un sistema de proyección de luz 906 configurado y que puede hacerse funcionar para proyectar la luz emitida a partir de las fuentes de luz 908a, 908b y 908c hacia el ojo examinado 812. Las fuentes de luz 908a, 908b y 908c pueden comprender una combinación de LED de IR y LEDs azules. La figura 9 también ilustra el eje óptico 806 de ASA 800 alineado con un eje visual del ojo examinado 812.

[0075] La figura 10 ilustra unos componentes ópticos del sistema de cámara de pupila 1000 de acuerdo con una realización. El sistema de cámara de pupila 1000 puede incluir un divisor de haz de prisma 1002 configurado para dividir la luz que se propaga a lo largo del eje óptico 1002 a partir del ojo examinado 812 hacia la cámara de pupila 1004. El sistema de cámara de pupila 1000 también incluye un LED de IR 810 configurado para iluminar el iris y la pupila del ojo examinado 812 de tal modo que la cámara de pupila 1004 puede capturar imágenes que se analizan por el sistema informático interno (por ejemplo, el ordenador 1602 de la figura 16).

[0076] La figura 11 ilustra un sistema de proyección de luz 906 de acuerdo con una realización. En una realización, las fuentes de luz 908a y 908b son LED que emiten luz azul y la fuente de luz 908c es un LED que emite luz IR.

[0077] La figura 12 ilustra un sistema de objetivo de fijación 1200 de acuerdo con una realización. El sistema de objetivo de fijación 1200 puede compartir el divisor de haz de prisma 1004 que combina/ divide el eje óptico 806 del sistema de cámara de pupila 1000 (figura 10). El sistema de objetivo de fijación 1200 puede incluir un objetivo de fijación 1202 formado a partir de un patrón de LED o imágenes de colores con iluminación posterior, que se proyectan en el plano focal de la retina del ojo examinado 812 por medio de una lente de enfoque 1204. La figura 12 ilustra que la lente de enfoque puede desplazarse entre diversas posiciones, tales como una posición de enfoque de lejos A, una posición de enfoque de cerca B o cualquier posición entre las posiciones de lejos y de cerca A y B, respectivamente, como, por ejemplo, una posición de enfoque intermedio C.

[0078] La figura 13 ilustra un sistema de detección de frente de ondas 1300 que puede incorporarse en el dispositivo de ASA 800 de acuerdo con una realización. En general, el sistema de detección de frente de ondas 1300 puede emitir frentes de ondas y medir frentes de ondas reflejados a partir de un ojo examinado. El sistema de detección de frente de ondas 1300 puede incluir un sistema de proyección láser (que no se muestra) que proyecta un estímulo luminoso en el plano focal de la retina del ojo examinado. El sistema de detección de frente de ondas 1300 también incorpora un sensor de frente de ondas (que no se muestra) que puede hacerse funcionar para recibir y detectar frentes de ondas reflejados a partir del ojo examinado 812.

[0079] La figura 14 es una vista en perspectiva del dispositivo de ASA 800 con diversos componentes en despiece ordenado (incluyendo el ensamblador mecánico de montaje 808) con fines de facilidad de comprensión. Puede también observarse que la figura 14 ilustra que las cámaras 902 y 904 del sistema de Scheimpflug 802 se giran 90 grados con respecto al eje óptico 806 en comparación con la posición de las cámaras 902 y 904 que se ilustra en la figura 8.

[0080] Con el fin de comprender el alineamiento adecuado del ojo y los beneficios de un alineamiento adecuado durante el reconocimiento ocular, se da una breve explicación de los ejes del ojo con referencia a las figuras 15A a 15D. Con referencia a la figura 15A, puede hacerse referencia a una línea que pasa a través del centro de curvatura de las superficies ópticas de un ojo 812 en un sentido de mínimos cuadrados como un eje óptico del ojo 1500. En general, el eje óptico 1500 puede en algunos casos definirse de forma errónea debido a las formas complejas de las diversas superficies del ojo. Con referencia a la figura 15B, un eje visual 1502 puede definirse en el presente documento como que conecta un punto de fijación A a un nodo frontal N y un nodo posterior N' a una fovea B. El eje visual 1502 puede desviarse con respecto al eje óptico 1500 en un ángulo α que se mide a partir del eje óptico.

Normalmente, $4^\circ \leq \alpha \leq 8^\circ$. Con referencia a la figura 15, un eje pupilar 1504 puede definirse en el presente documento como un eje que incide sobre la córnea del ojo 812 en un ángulo recto y que pasa a través del centro de la entrada de la pupila del ojo 812. Con referencia a la figura 15D, un eje de línea de visión (LOS, *line of sight*) puede definirse en el presente documento como un eje que conecta un punto de fijación A a un centro de la pupila de entrada E del ojo 812 y el centro de la pupila de salida E' a la fovea B. La LOS puede ser equivalente al rayo principal a partir del punto de fijación A. La LOS, con un ángulo K a partir del eje pupilar 1504 cumple normalmente la siguiente relación: $K \leq \alpha$.

[0081] La figura 16 es un diagrama esquemático de un sistema de ASA a modo de ejemplo 1600 de acuerdo con una realización. Diversos componentes del sistema de ASA 1600 pueden ser idénticos o similares al dispositivo de ASA 800 que se describe con referencia a las figuras 8 a 15. El sistema de ASA 1600 comprende la unidad de ordenador 1602, el cuadro de control electrónico 1604, el sistema de aberrómetro 1606, el sistema de cámara de Scheimpflug de rotación 1608, el sistema de objetivo de fijación 1610, el sistema de cámara de pupila 1612 y el ensamblador mecánico 1614.

[0082] Las figuras 17A y 17C son imágenes Scheimpflug a modo de ejemplo tomadas por cámaras de Scheimpflug, tales como las cámaras 902 y 904 de la figura 9. La figura 17B es una imagen a modo de ejemplo tomada por una cámara de pupila, tal como la cámara de pupila 1004 de la figura 10. La figura 17A adicional representa unos perfiles extraídos mejorados 1700 de la imagen ilustrada por Scheimpflug.

[0083] La figura 18 es un diagrama de flujo a modo de ejemplo de un proceso de reconocimiento de acomodación 1800 de acuerdo con una realización. Las diversas tareas realizadas en conexión con el proceso 1800 pueden realizarse por hardware, software, lógica física, o cualquier combinación de los mismos. Ha de apreciarse que el proceso 1800 puede incluir cualquier número de tareas adicionales o alternativas. Las tareas que se muestran en la figura 18 no necesitan realizarse en el orden que se ilustra, y el proceso 1800 puede incorporarse a un procedimiento o proceso más exhaustivo que tiene una funcionalidad adicional que no se describe en detalle en el presente documento.

[0084] Las figuras 19A a 19E ilustran diversas vistas de un dispositivo de ASA a modo de ejemplo 1900 configurado en un alojamiento compacto de acuerdo con una realización. El dispositivo de ASA 1900 puede incorporar muchos o la totalidad de los componentes del dispositivo de ASA 800 y 1600, por ejemplo. Tal como se ilustra en las figuras 19 a 19E, el dispositivo de ASA 1900 puede comprender también una pantalla táctil que puede hacerse girar 1902.

[0085] La figura 20 es un diagrama de flujo a modo de ejemplo de un proceso operativo de dispositivo de ASA 2000 de acuerdo con una realización. Las diversas tareas realizadas en conexión con el proceso 2000 pueden realizarse por hardware, software, lógica física, o cualquier combinación de los mismos. Ha de apreciarse que el proceso 2000 puede incluir cualquier número de tareas adicionales o alternativas. Las tareas que se muestran en la figura 20 no necesitan realizarse en el orden que se ilustra, y el proceso 2000 puede incorporarse a un procedimiento o proceso más exhaustivo que tiene una funcionalidad adicional que no se describe en detalle en el presente documento.

[0086] La figura 21 es un diagrama de flujo a modo de ejemplo de un proceso de reconocimiento de aberrometría 2100 de acuerdo con una realización. Las diversas tareas realizadas en conexión con el proceso 2100 pueden realizarse por hardware, software, lógica física, o cualquier combinación de los mismos. Ha de apreciarse que el proceso 2100 puede incluir cualquier número de tareas adicionales o alternativas. Las tareas que se muestran en la figura 21 no necesitan realizarse en el orden que se ilustra, y el proceso 2100 puede incorporarse a un procedimiento o proceso más exhaustivo que tiene una funcionalidad adicional que no se describe en detalle en el presente documento.

[0087] La figura 22 es un diagrama de flujo a modo de ejemplo de un proceso de reconocimiento 2200 de acuerdo con una realización. Las diversas tareas realizadas en conexión con el proceso 2200 pueden realizarse por hardware, software, lógica física, o cualquier combinación de los mismos. Ha de apreciarse que el proceso 2200 puede incluir cualquier número de tareas adicionales o alternativas. Las tareas que se muestran en la figura 22 no necesitan realizarse en el orden que se ilustra, y el proceso 2200 puede incorporarse a un procedimiento o proceso más exhaustivo que tiene una funcionalidad adicional que no se describe en detalle en el presente documento. Con fines ilustrativos, la siguiente descripción del proceso 2200 puede hacer referencia a los elementos que se mencionan anteriormente en conexión con las figuras 1 a 21.

[0088] El dispositivo de ASA 800 puede alinearse en la etapa 2200. Usando información proveniente de un análisis por ordenador del sistema de cámara de pupila 1000 (figura 10), el dispositivo 800 alinea el eje óptico 806 del dispositivo 800 con el eje visual 1504 (figura 15B) de un ojo que está examinándose usándose en el ensamblador mecánico de tres ejes 808.

[0089] En la etapa de alineamiento 2002, el sistema de objetivo de fijación 1200 también se ajusta para un error refractivo del paciente y, dependiendo del tipo de reconocimiento, la lente de fijación ajustable puede ajustarse para una visión de lejos, de cerca o de cualquier tipo intermedio.

5 **[0090]** La etapa de alineamiento 2202 permite un alineamiento preciso para el reconocimiento de un ojo y la construcción de un modelo del ojo con respecto al análisis funcional realizado por el sistema de detección de frente de ondas 1300, debido a que pueden realizarse dos mediciones del ojo (por ejemplo, de frente de ondas y por Scheimpflug) al mismo tiempo o en aproximadamente el mismo tiempo durante las mismas o similares condiciones y a través del mismo eje visual.

10 **[0091]** A continuación, el proceso 2200 continúa hacia la etapa de adquisición de imagen 2204. Dependiendo del tipo de reconocimiento específico, el dispositivo de ASA 800 puede adquirir hasta 360 imágenes de un meridiano de Scheimpflug. El sistema de cámara de Scheimpflug 802 puede hacerse girar de forma continua en 90 grados. Esto puede permitir la adquisición de unas secciones de representación de imágenes de 360° (dentro de una etapa de precisión predefinida) de la córnea alrededor del eje visual haciendo uso del sistema de doble cámara de Scheimpflug 802.

15 **[0092]** Lo siguientes son tipos de reconocimientos a modo de ejemplo que pueden realizarse en la etapa 2204:

- Reconocimiento de Imagen Única: una única imagen, tomada a 0° (en paralelo al horizonte) y usada para extraer los datos biométricos de la AC (Cámara anterior) tal como la profundidad de la AC, las distancias de blanco a blanco y de surco a surco, la pacometría de la córnea, las dimensiones de la lente del cristalino y las relaciones entre los datos biométricos y el eje visual.
- 20 • Reconocimiento de Dos Imágenes (Queratometría): Dos imágenes adquiridas en un eje de astigmatismo principal (o a 0°) y en un eje de astigmatismo secundario (o a 90°). Este reconocimiento puede usarse para obtener datos queratométricos.
- Reconocimiento de Tres o más Imágenes: una serie de imágenes que puede usarse para la construcción de un modelo en tres dimensiones completo de la parte anterior del ojo y para crear unos mapas de topografía y de pacometría de la córnea y de la lente del cristalino.
- 25 • Reconocimiento de Flujo de vídeo (Acomodación): En este modo el sistema adquiere un flujo de vídeo mientras que los sistemas de iluminación y de fijación interna se accionan de forma adecuada para recrear unas condiciones de día/ noche y de lejos/ cerca. Este modo de reconocimiento proporciona unos perfiles de acomodación y de fijación así como un desplazamiento del eje visual dentro de unas condiciones de enfoque/ iluminación diferentes.
- 30 • Reconocimiento de aberrometría: El reconocimiento es una evaluación funcional del frente de ondas del ojo examinado. Un sistema de iluminación láser se usa para dirigir un estímulo luminoso sobre la retina del ojo examinado. El sistema de frente de ondas 1300 puede a continuación recibir y detectar el frente de ondas saliente (reflejado) a partir del plano de la pupila del ojo examinado. El frente de ondas recibido puede representarse en un mapa de aberrometría.
- 35 • Reconocimiento completo: La totalidad de los reconocimientos anteriores se realiza de forma automática.

40 **[0093]** Alguno de los reconocimientos anteriores, tales como la acomodación, puede realizarse con iluminación por IR con el fin de evitar que la pupila del ojo examinado se contraiga (de forma no midriática). El sistema de proyección de luz 906 implicado en el reconocimiento ocular puede seleccionar de forma automática entre la luz azul o la luz IR dependiendo de qué se va a capturar: luz azul para las imágenes Scheimpflug; y luz IR para un reconocimiento de acomodación.

45 **[0094]** El análisis de imagen y la modelación tridimensional pueden realizarse en la etapa 2206. En esta etapa, la luz IR y/o azul puede proyectarse al interior del ojo, iluminando la córnea y la totalidad de los otros elementos ópticos del ojo (el iris y la lente del cristalino) y que proporciona un perfil a través del segmento anterior del ojo. Un algoritmo de trazado de rayos especializado puede usarse para determinar una geometría de los elementos ópticos analizados del ojo. Con este fin, el proceso 2200 puede corregir la distorsión causada por la dispersión de la luz refractada a partir de unas superficies ópticas intermedias.

50 **[0095]** Después de capturar las imágenes Scheimpflug (como las imágenes de las figuras 17A y 17C, por ejemplo), puede usarse un algoritmo para encontrar los bordes de los elementos ópticos y calcular los perfiles respectivos, tal como se ilustra en la figura 17A, por ejemplo. Si el reconocimiento ocular genera un modelo del ojo examinado, los perfiles pueden colimarse y fundirse en un único modelo tridimensional.

55 **[0096]** El proceso 2200 prosigue a continuación hacia la etapa de remisión 2208. En la etapa 2208, algunos o la totalidad de los perfiles y mapas pueden visualizarse e incluirse en una remisión de reconocimiento. De acuerdo con una realización, puede proporcionarse un amplio conjunto de información clínica relativa al ojo examinado, incluyendo cualquiera o la totalidad de lo siguiente:

- 60 • Biometría de cámara anterior (lejos/ cerca + escotópico / fotópico)
- Queratometría de la córnea
- Mapa topográfico de la córnea anterior
- Mapa topográfico de la córnea posterior
- Mapa de pacometría de la córnea
- 65 • Mapa topográfico de la lente del cristalino anterior

- Mapa topográfico de la lente del cristalino posterior
- Mapa de aberrometría
- Perfil de acomodación (lejos/ cerca + escotópico / fotópico)
- Perfil de pupilometría (lejos/ cerca + escotópico / fotópico)
- 5 • Perfil de Estabilidad de Fijación (Lejos/ Cerca + escotópico / fotópico)
- BIOL implante simulado
- CL ajuste simulado

10 **[0097]** Los datos que se capturan y que se generan durante el proceso 2200 pueden almacenarse a continuación en la etapa 2210. De acuerdo con una realización, los datos capturados pueden almacenarse en su formato sin procesar con visualizaciones previas de los mapas y de los perfiles creados. Los datos pueden almacenarse en el ordenador 1602, o en algún otro dispositivo de almacenamiento local o remoto.

15 **[0098]** A pesar de que la presente invención se ha descrito por medio de varias realizaciones a modo de ejemplo, existen muchas alteraciones, permutaciones, y equivalentes posibles de esas realizaciones a modo de ejemplo. Por ejemplo, el término “ordenador” no significa necesariamente cualquier tipo particular del dispositivo, combinación de hardware y/o software, ni ha de considerarse que se restringe a un dispositivo o bien multipropósito o de un único propósito.

20 **[0099]** Ha de observarse también que hay muchas formas alternativas de implementar los procedimientos y aparatos de la presente invención. Además, tal como se usan en el presente documento, las expresiones “programa informático” y “software” pueden hacer referencia a cualquier secuencia de etapas que puede conocer un ser humano o una máquina que están adaptadas para su procesamiento por un ordenador. Esto puede hacerse en cualquier lenguaje o entorno de programación incluyendo, por ejemplo, C/ C++, Fortran, COBOL, PASCAL, Perl, Prolog, lenguaje ensamblador, lenguajes de scripting, lenguajes de marcado (por ejemplo, HTML, SGML, XML, VoXML), lenguajes funcionales (por ejemplo, APL, Erlang, Haskell, Lisp, ML, F# y Scheme), así como entornos orientados a objetos tales como la arquitectura común de intermediarios en peticiones a objetos (CORBA, *Common Object Request Broker Architecture*), Java™ (lo que incluye J2ME, Java Beans, etc.).

30 **[0100]** Además, las expresiones y frases que se usan en el presente documento, y las variaciones de las mismas, a menos que se indique expresamente de otro modo, han de interpretarse como abiertas en oposición a limitantes. Como ejemplos de lo anterior: la expresión “incluyendo/ que incluye(n)” ha de leerse como que significa “incluyendo/ que incluye(n), sin limitación” o similares; la expresión “ejemplo” se usa para proporcionar casos a modo de ejemplo del artículo objeto de la discusión, y no como una lista exhaustiva o limitante del mismo; y adjetivos tales como “habitual”, “tradicional”, “normal”, “convencional”, “conocido/a” y expresiones con un significado similar no han de interpretarse como limitantes del artículo que se describe a un período de tiempo dado o a un artículo disponible como de un tiempo dado, sino que en su lugar ha de leerse como que abarca tecnologías habituales, tradicionales, normales, o convencionales que pueden estar disponibles o conocerse ahora o en cualquier momento en el futuro. De forma similar, un grupo de artículos vinculados con la conjunción “y” no han de leerse como que requieren que todos y cada uno de estos artículos estén presentes en la agrupación, sino que más bien han de leerse como “y/o” a menos que expresamente se indique de otro modo. De forma similar, un grupo de artículos vinculados con la conjunción “o” no han de leerse como que requieren una exclusividad mutua dentro de ese grupo, sino que más bien han de leerse también como “y/o” a menos que expresamente se indique de otro modo. Además, a pesar de que los artículos, elementos o componentes de la invención pueden describirse o reivindicarse en singular, se contempla que el plural está dentro del alcance de la misma a menos que explícitamente se indique una limitación al singular. La presencia de palabras y frases de ampliación tales como “uno(a) o más”, “al menos”, “si bien no se limita a” u otras frases similares en algunos casos no debe leerse como que significa que se pretende o se requiere el caso menos amplio en casos en los que tales frases de ampliación pueden estar ausentes. El uso del término “módulo” no implica que los componentes o la funcionalidad que se describen o que se reivindican como parte del módulo están en su totalidad configurados en un paquete común. De hecho, cualquiera o la totalidad de los diversos componentes de un módulo, ya sea lógica de control u otros componentes, pueden combinarse en un único paquete o mantenerse de forma independiente y pueden distribuirse además a través de múltiples ubicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato para realizar una representación de imágenes de un ojo, que comprende:

5 un primer sistema de representación de imágenes Scheimpflug que tiene una primera cámara de vídeo y una primera óptica configurada para dirigir un primer grupo de luz reflejada a partir de un ojo que está examinándose en la cámara de vídeo;

10 un segundo sistema de representación de imágenes Scheimpflug que tiene una segunda cámara de vídeo y una segunda óptica configurada para dirigir un segundo grupo de luz reflejada a partir de un ojo que está examinándose en la segunda cámara de vídeo, estando ubicados el segundo sistema de representación de imágenes Scheimpflug y el primer sistema de representación de imágenes Scheimpflug en perpendicular entre sí;

15 una plataforma móvil que tiene al menos una parte del primer sistema de representación de imágenes Scheimpflug y al menos una parte del segundo sistema de representación de imágenes Scheimpflug conectadas de forma fija a la plataforma de tal modo que las partes respectivas de los sistemas de representación de imágenes Scheimpflug primero y segundo se desplazan de acuerdo con cualquier movimiento de la plataforma;

20 y un sistema de seguimiento del movimiento del ojo que comprende una tercera cámara de vídeo y una tercera óptica configurada para dirigir un tercer grupo de luz reflejada a partir del ojo al interior de la tercera cámara de vídeo,

en el que el sistema de seguimiento del movimiento del ojo es capaz de detectar el movimiento de un ojo que se aleja de una posición de alineamiento y en el que la plataforma móvil es capaz de desplazarse para compensar el movimiento detectado del ojo con el fin de mantener el ojo en la posición de alineamiento.

25 2. El aparato según la reivindicación 1, en el que la plataforma móvil se configura para girar aproximadamente 90 grados durante un examen del ojo.

30 3. El aparato según la reivindicación 1, que además comprende un sistema informático que tiene un procesador y una unidad de memoria, estando el sistema informático configurado para recibir datos de vídeo a partir de los sistemas de representación de imágenes Scheimpflug primero y segundo y el sistema de representación de imágenes de seguimiento del movimiento del ojo y almacenar los datos en la unidad de memoria;

en el que opcionalmente el ordenador comprende además unas instrucciones legibles por máquina almacenadas en la unidad de memoria, incluyendo las instrucciones legibles por máquina unas instrucciones para determinar un movimiento del ojo y desplazar la plataforma de acuerdo con el movimiento del ojo con el fin de mantener el ojo en la posición de alineamiento.

35

4. El aparato según la reivindicación 1, en el que cada sistema de representación de imágenes Scheimpflug se configura para capturar imágenes de un segmento anterior del ojo.

40 5. El aparato según la reivindicación 1, que además comprende un aberrómetro de frente de ondas configurado para producir un frente de ondas predefinido, realizar una representación de imágenes del frente de ondas predefinido en el ojo de un paciente y que recibe una parte reflejada del frente de ondas predefinido a partir del ojo del paciente.

45 6. El aparato según la reivindicación 1, que además comprende un visualizador, estando el visualizador configurado para visualizar resultados procesados de una sesión de representación de imágenes del ojo.

7. El aparato según la reivindicación 1, en el que la plataforma es capaz de desplazarse en tres dimensiones en respuesta a un movimiento detectado del ojo.

50 8. El aparato según la reivindicación 1, que además comprende una primera fuente de luz y una segunda fuente de luz que emiten luz hacia el ojo, en el que el primer y el segundo grupo de luz comprende luz a partir de la primera fuente de luz que se reflejó a partir del ojo y el tercer grupo de luz es luz a partir de la segunda fuente de luz reflejada a partir del ojo;

55 en el que opcionalmente o bien:

la primera fuente de luz produce una luz azul y la segunda fuente de luz produce una luz infrarroja; o bien la primera fuente de luz produce una luz azul y la segunda fuente de luz produce una luz infrarroja y las fuentes de luz primera y segunda comprenden LED, diafragma de ranura y óptica de proyección respectivos.

60 9. Un procedimiento para analizar un ojo, que comprende:

realizar una representación de imágenes el ojo usando un primer sistema de representación de imágenes Scheimpflug y un segundo sistema de representación de imágenes Scheimpflug;

65 rotar los sistemas de representación de imágenes Scheimpflug primero y segundo alrededor de una trayectoria óptica del ojo;

realizar una representación de imágenes del movimiento del ojo usando un sistema de representación de

imágenes de seguimiento del ojo; y
desplazar tanto el primer como el segundo sistema de representación de imágenes Scheimpflug de forma conjunta de acuerdo con el movimiento detectado del ojo de tal modo que los sistemas de representación de imágenes Scheimpflug primero y segundo continúan rotando alrededor de la trayectoria óptica del ojo.

5 **10.** El procedimiento según la reivindicación 9, que además comprende capturar datos de vídeo del ojo a través de los sistemas de representación de imágenes Scheimpflug primero y segundo.

10 **11.** El procedimiento según la reivindicación 10, que además comprende procesar los datos de vídeo para producir una representación tridimensional de una parte del ojo.

12. El procedimiento según la reivindicación 11, que además comprende visualizar la representación tridimensional en un visualizador.

15 **13.** El procedimiento según la reivindicación 12, en el que cada sistema de representación de imágenes Scheimpflug captura una imagen del ojo en un ángulo de aproximadamente 90 grados con respecto al otro.

14. El procedimiento según la reivindicación 13, en el que cada sistema de representación de imágenes Scheimpflug se inclina en aproximadamente 40 grados con respecto a un plano tangencial del eje óptico del ojo.

20 **15.** El procedimiento según la reivindicación 11, en el que la etapa de rotación comprende rotar las cámaras de Scheimpflug 90 grados alrededor del eje óptico.

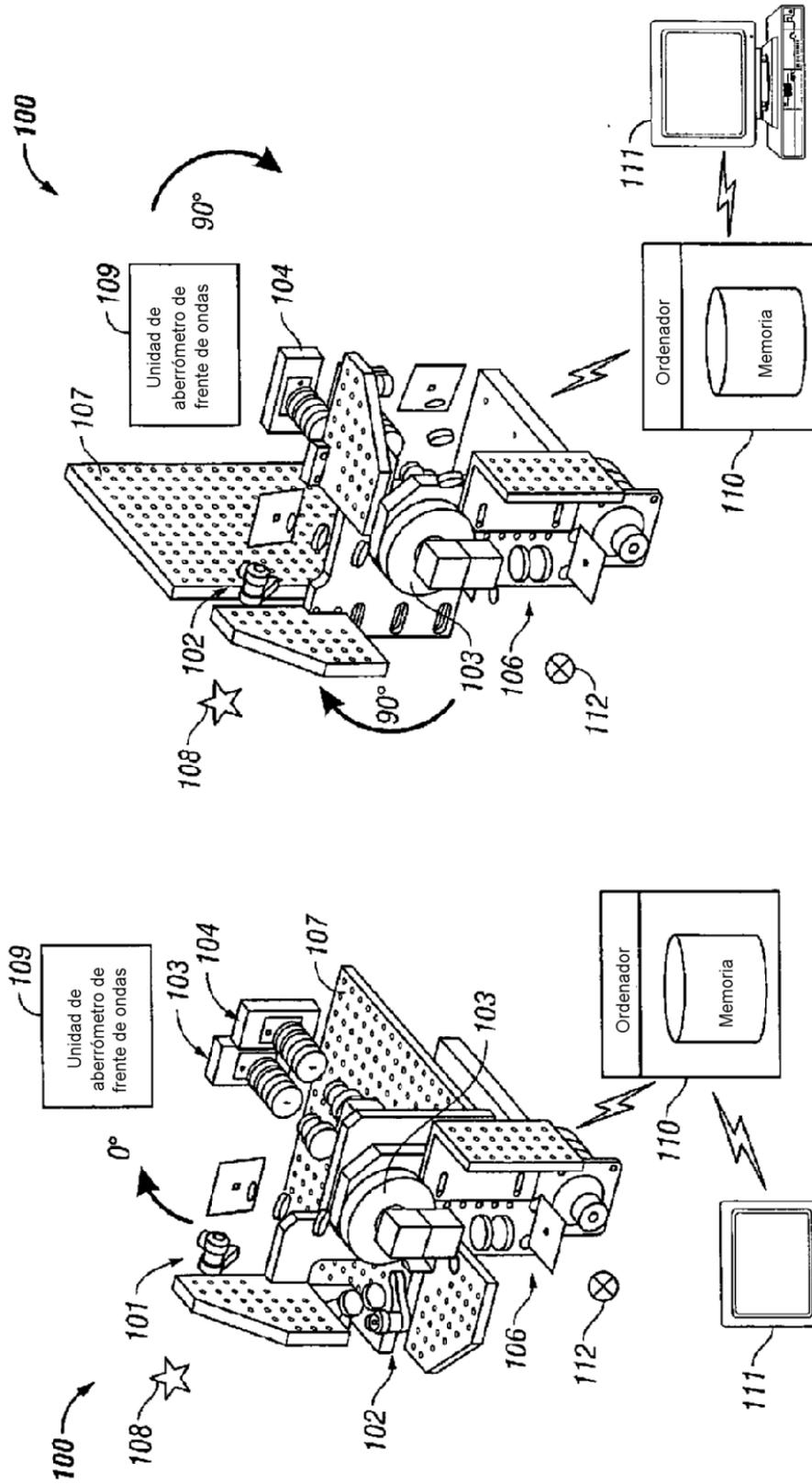


FIG. 1B

FIG. 1A

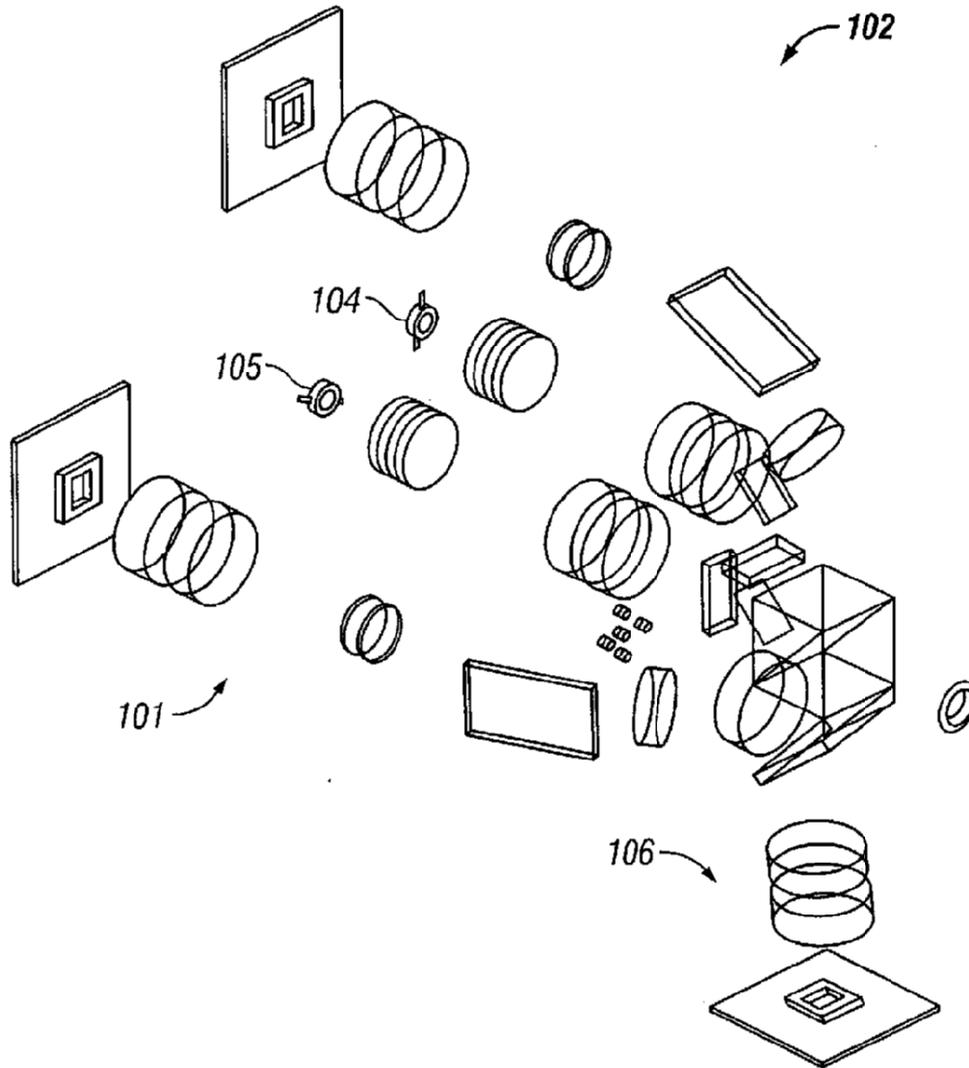


FIG. 1C

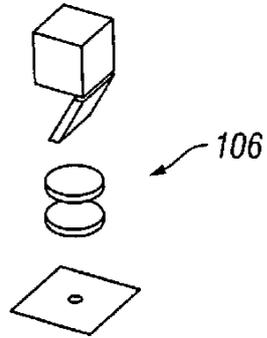


FIG. 2

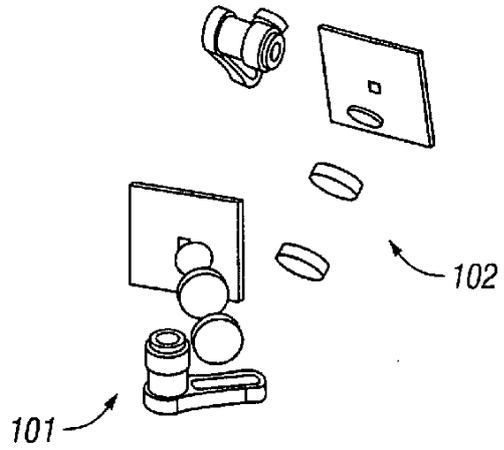


FIG. 3

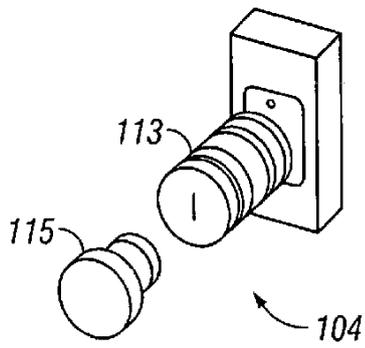


FIG. 4A

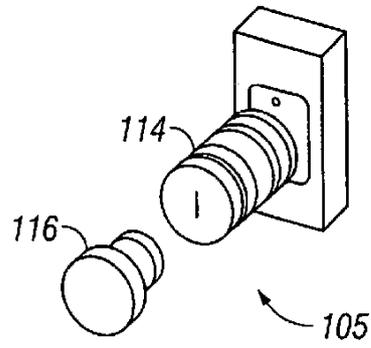


FIG. 4B

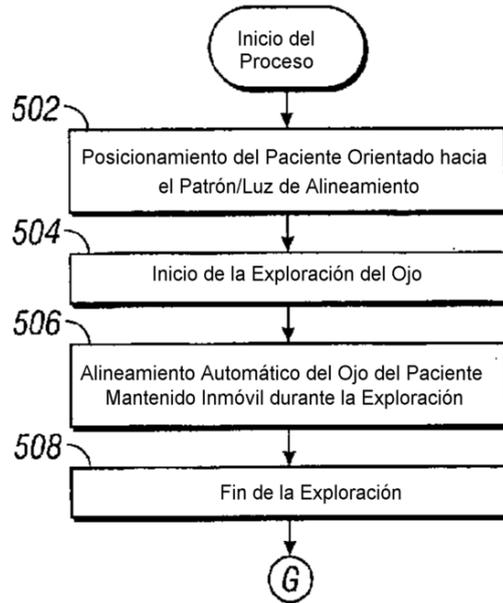


FIG. 5A

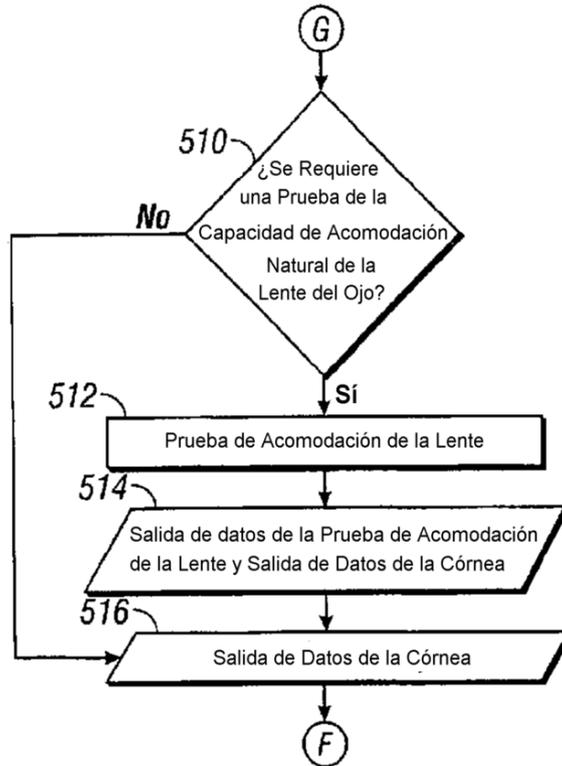


FIG. 5A

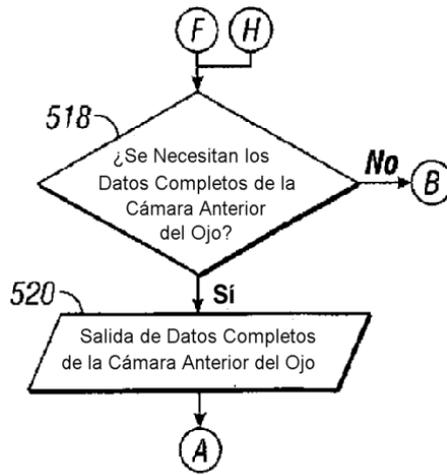


FIG. 5C

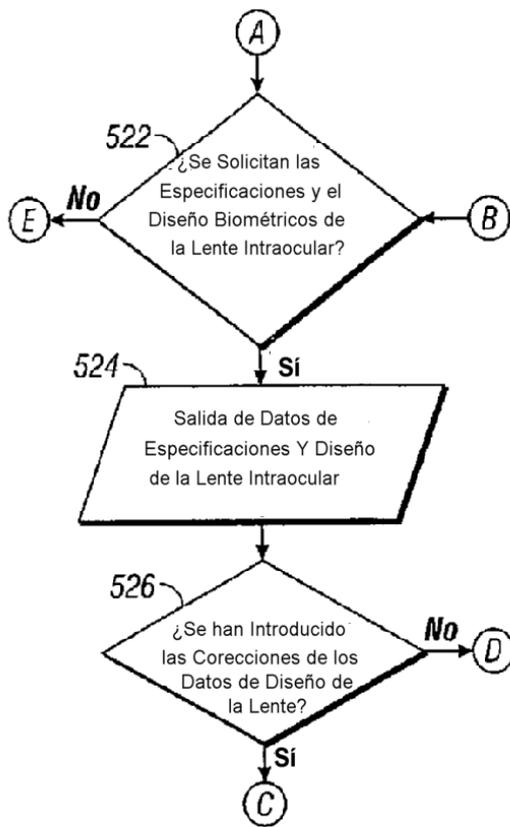


FIG. 5D

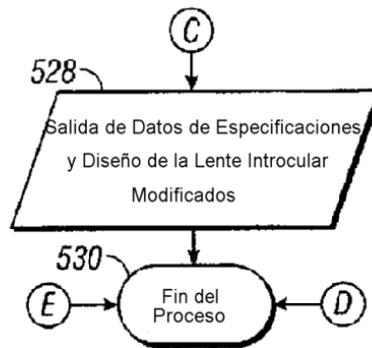


FIG. 5E

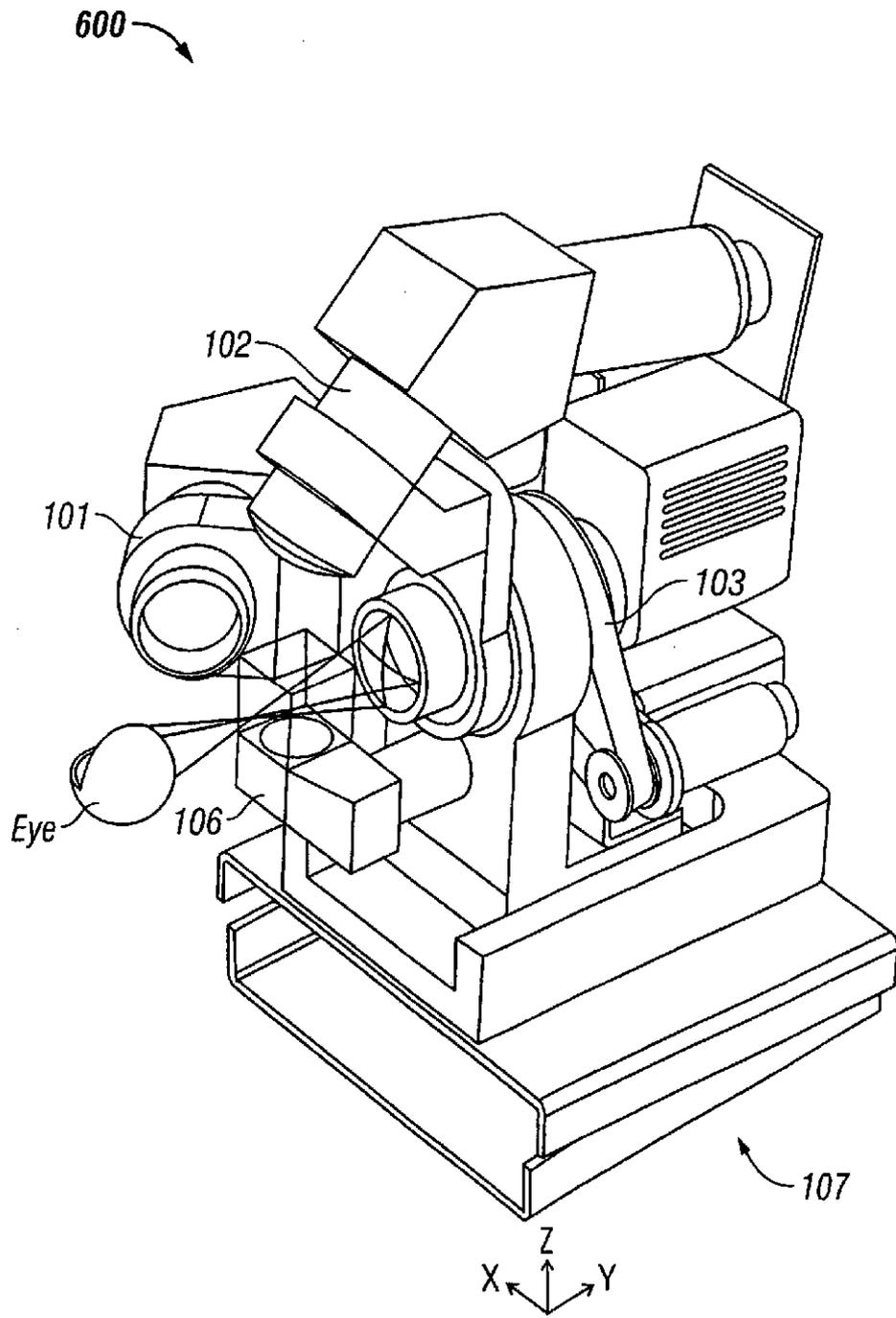
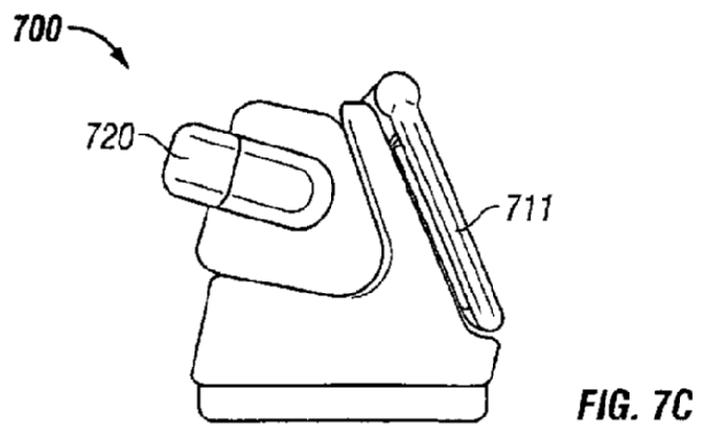
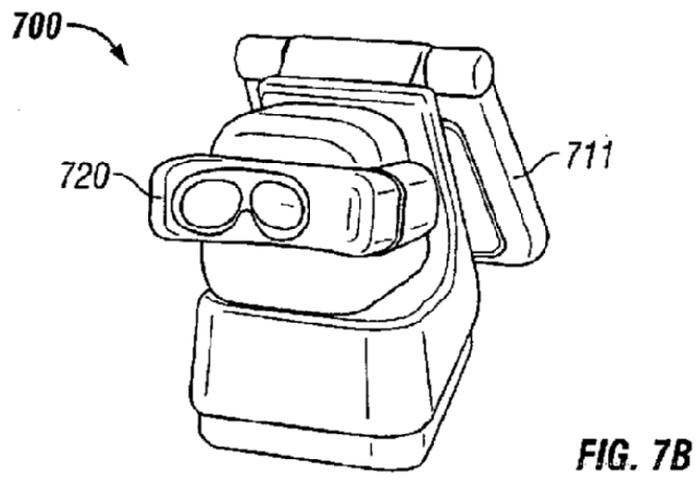
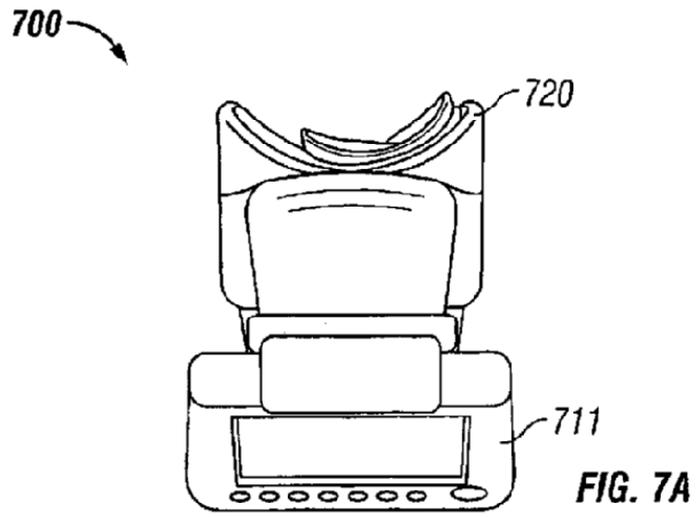


FIG. 6



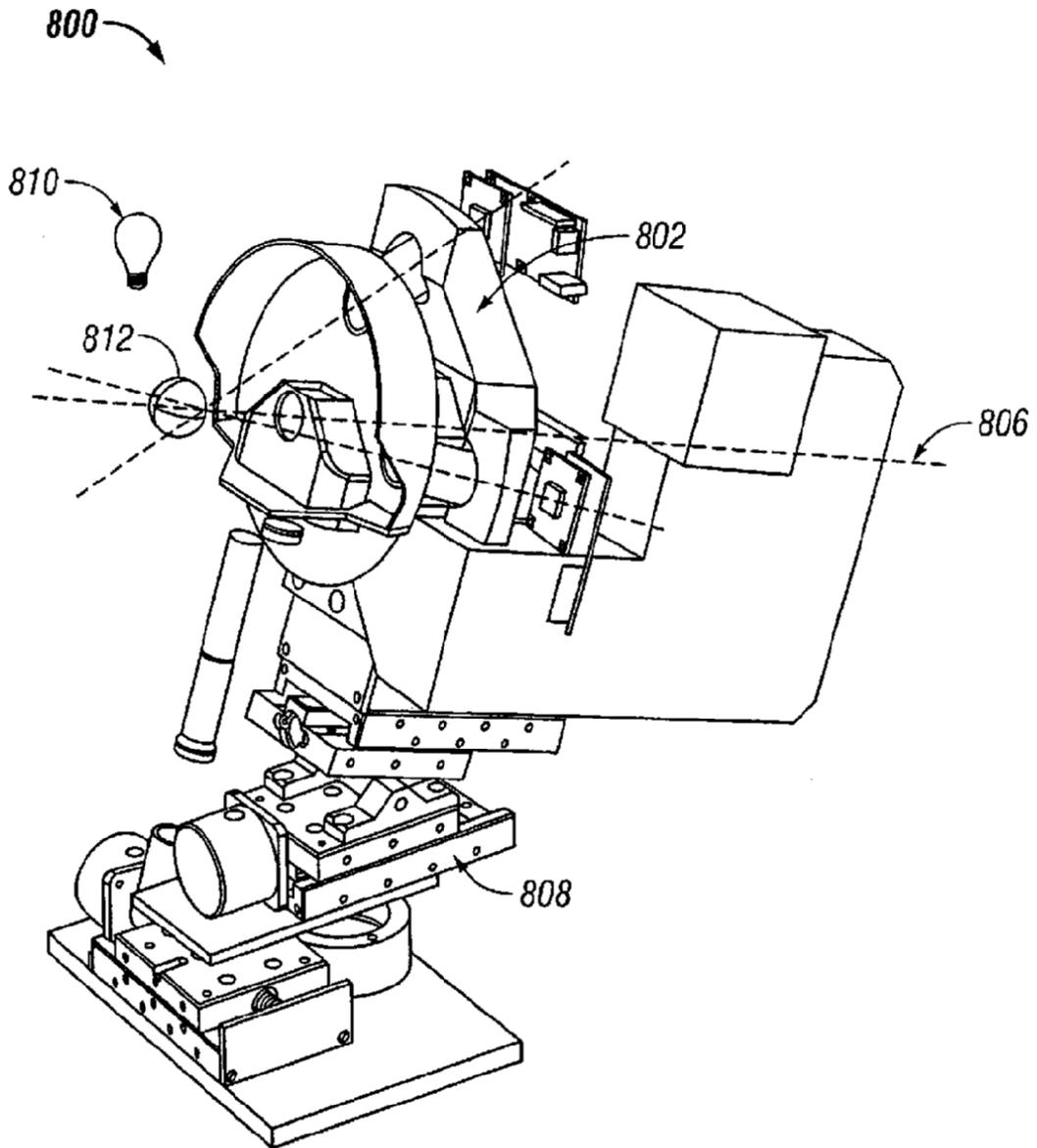


FIG. 8

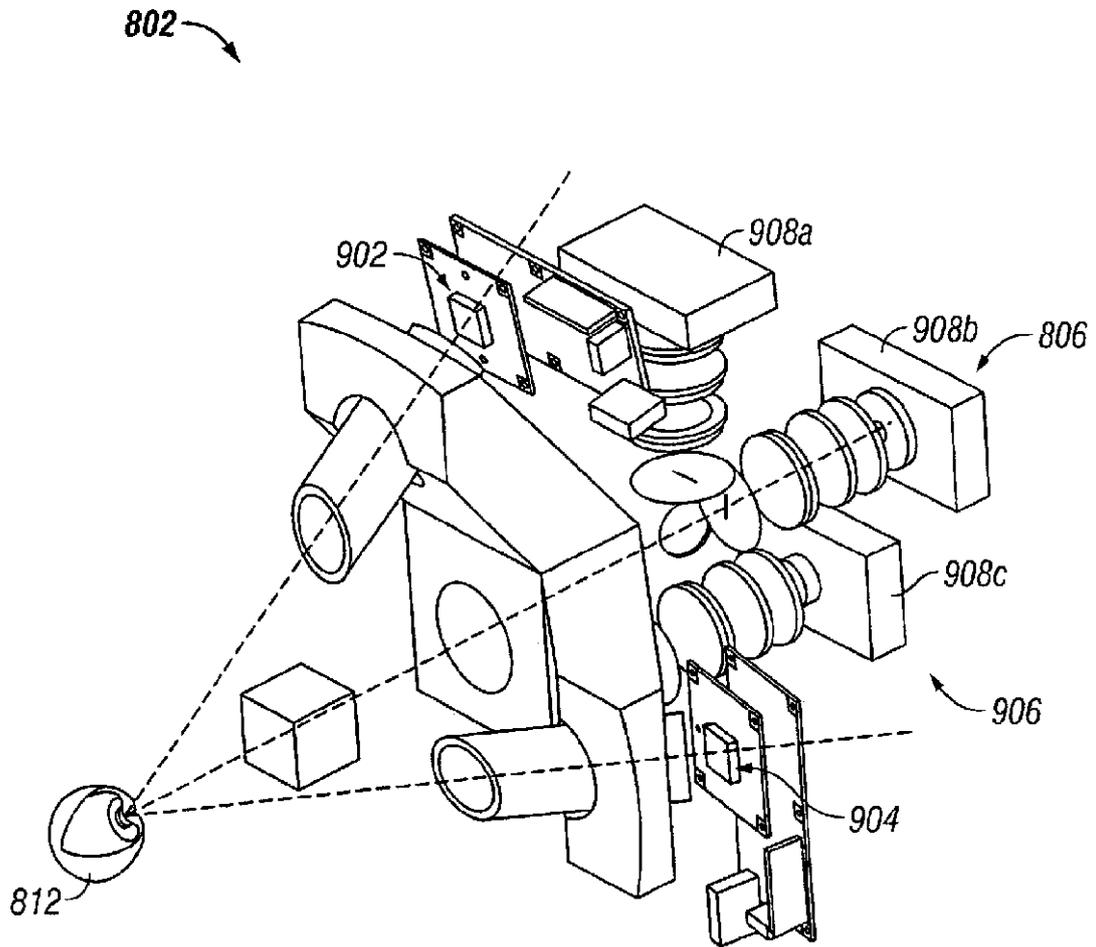


FIG. 9

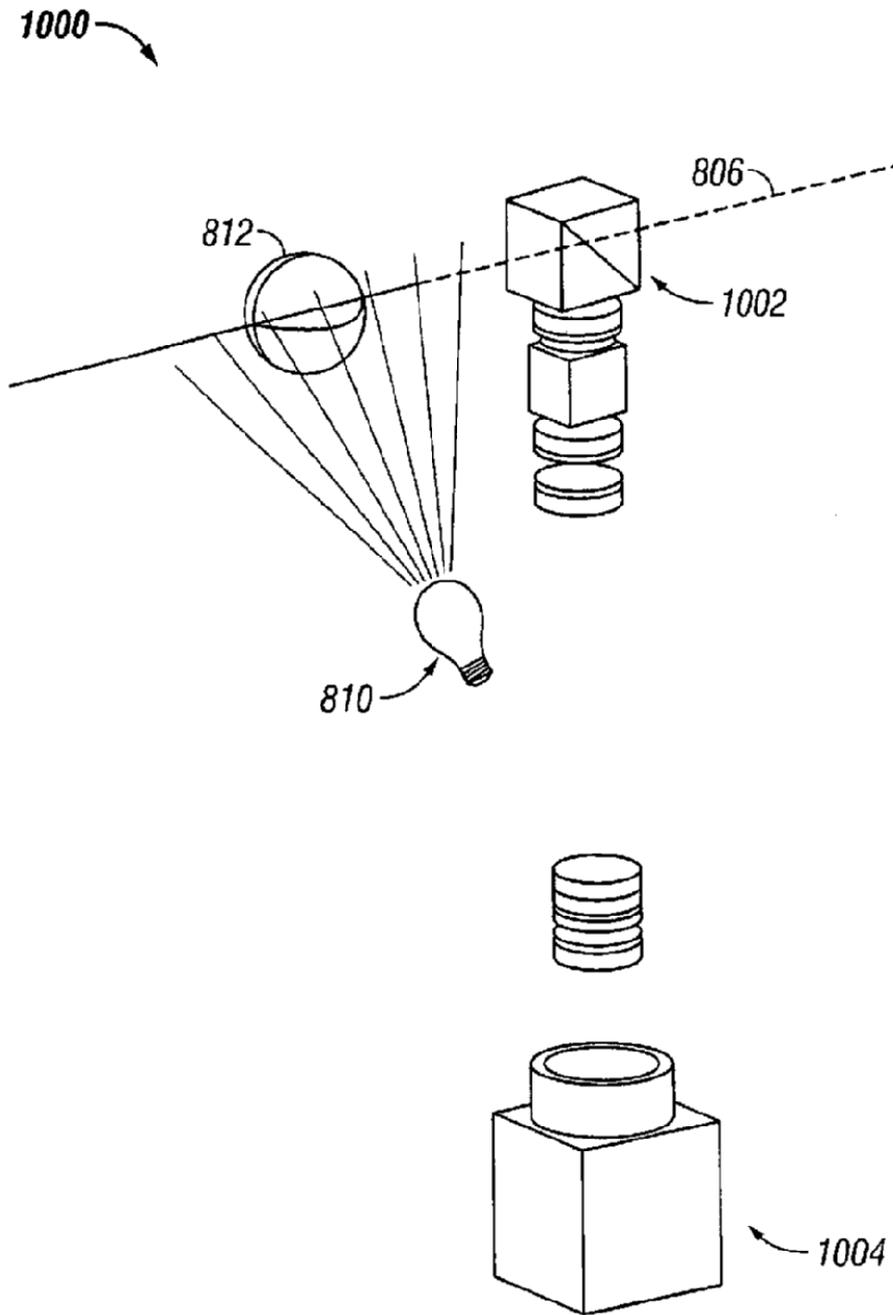


FIG. 10

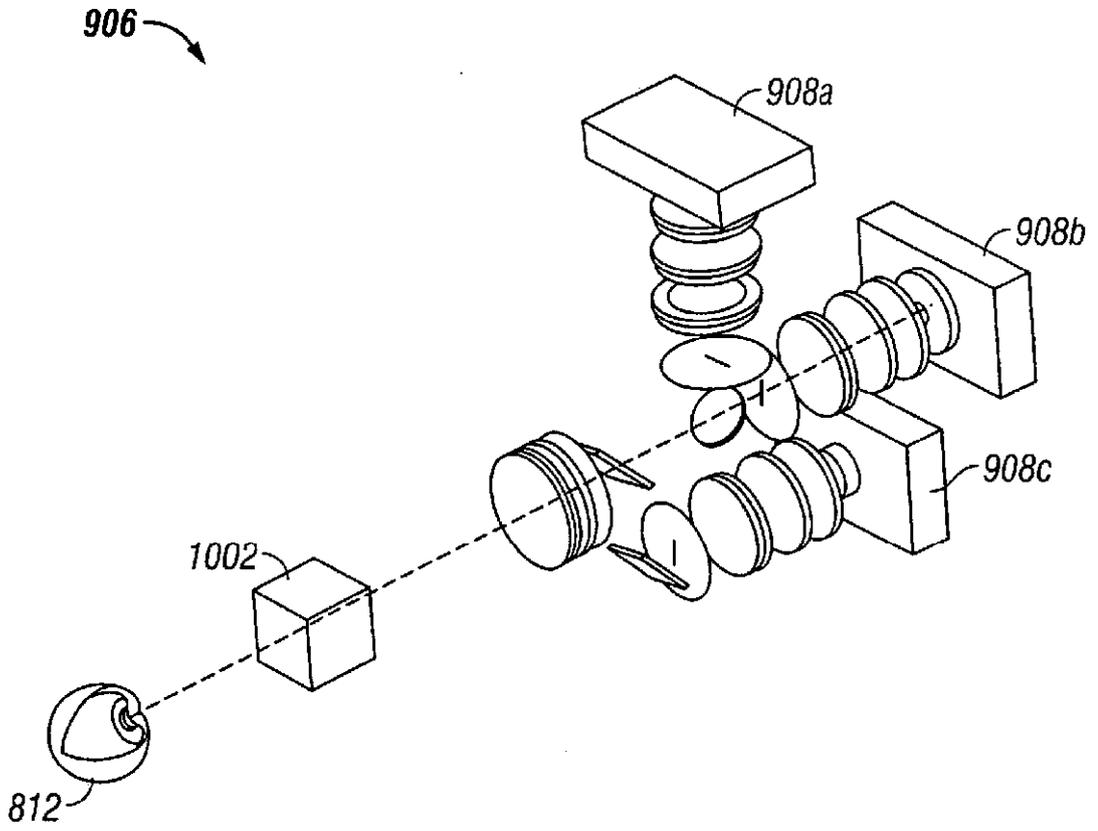


FIG. 11

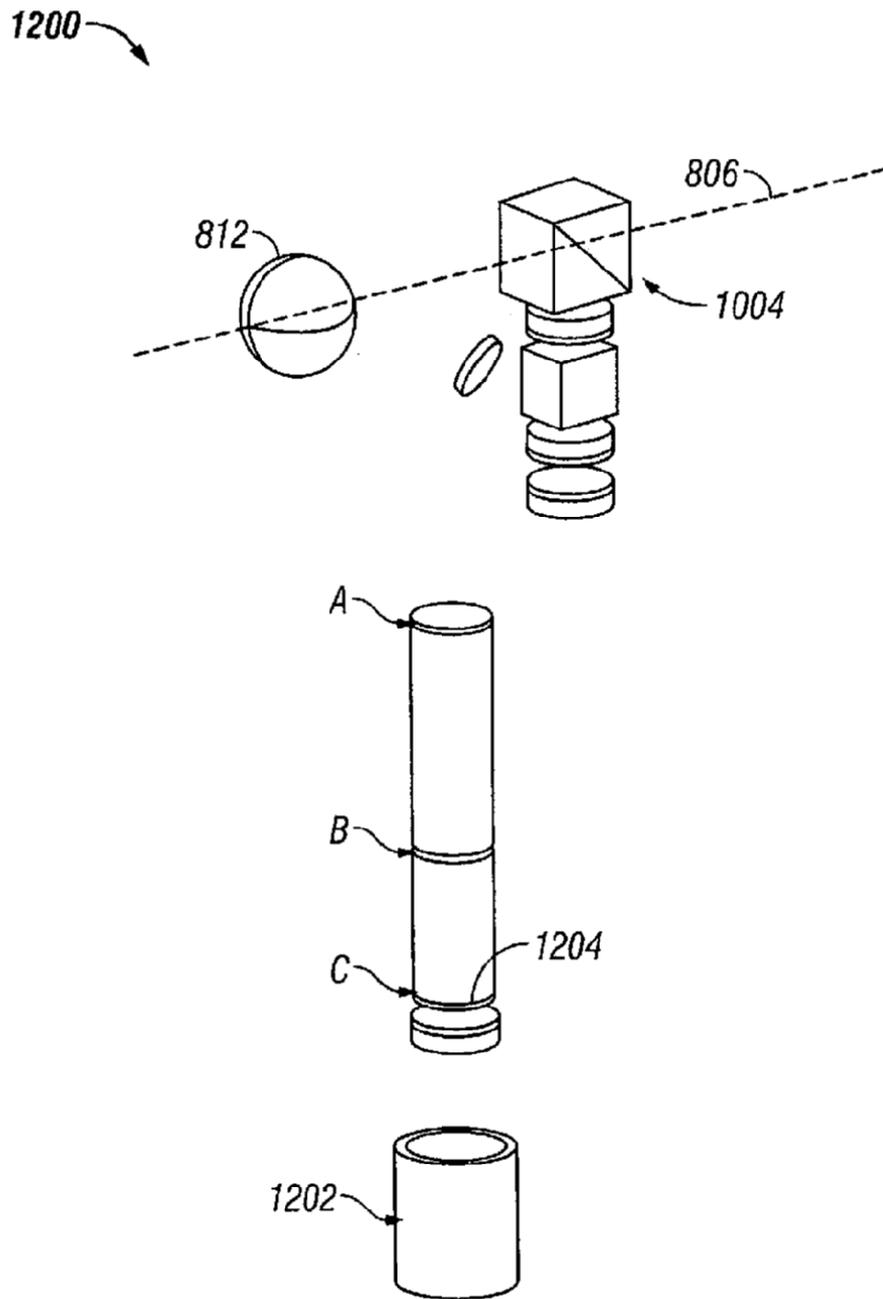


FIG. 12

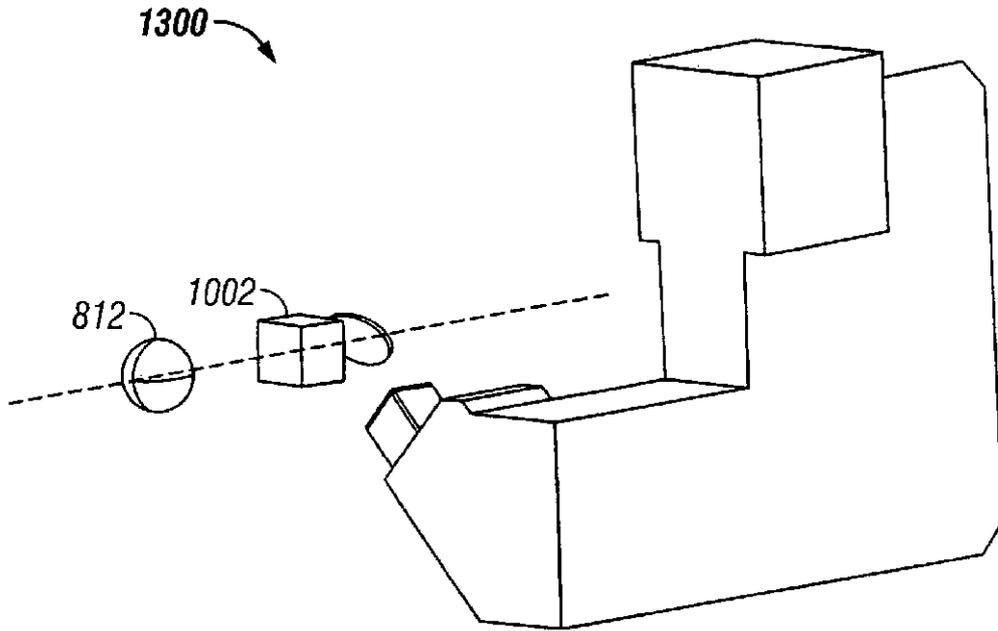


FIG. 13

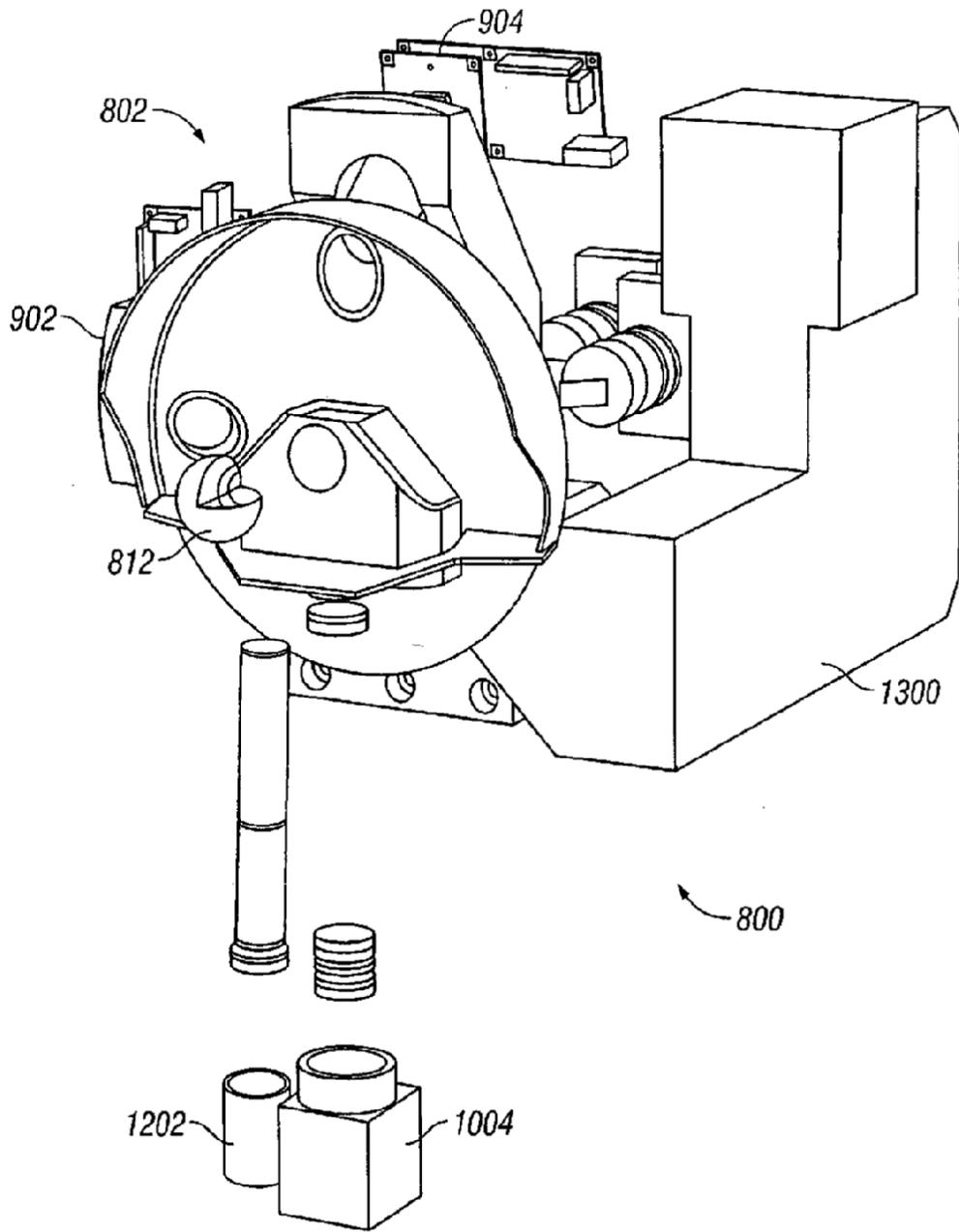
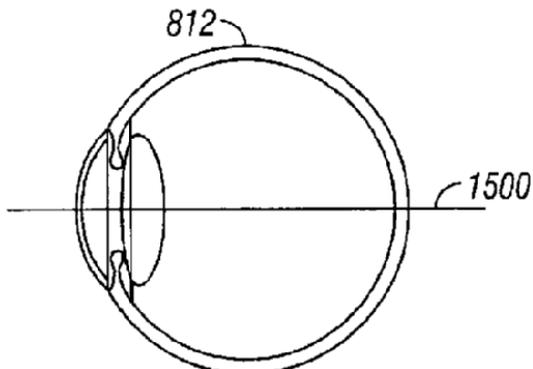
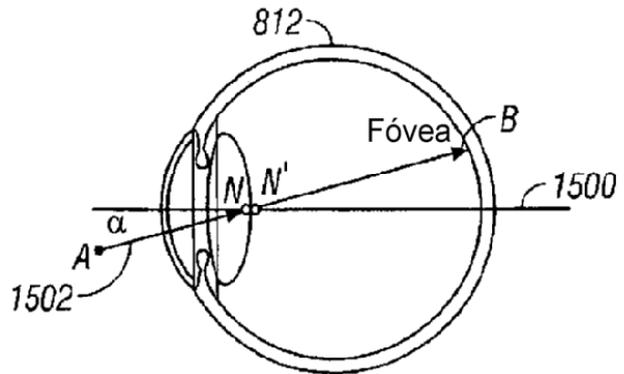


FIG. 14



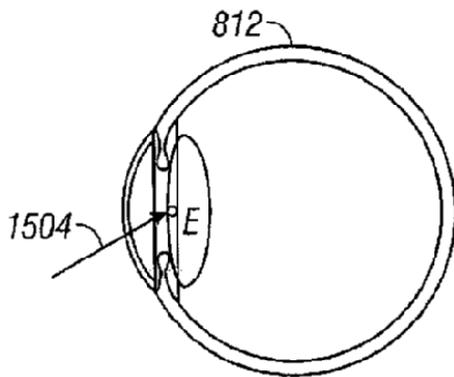
Eje Óptico

FIG. 15A



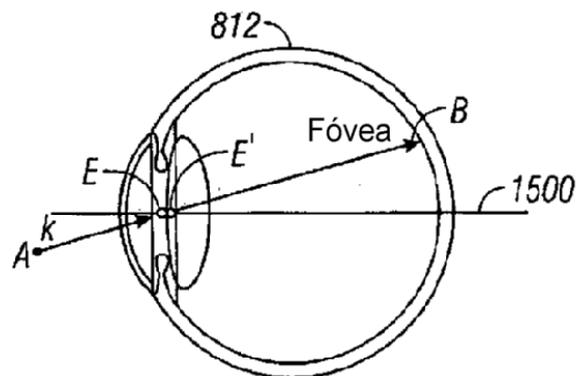
Eje Visual

FIG. 15B



Eje Pupilar

FIG. 15C



Línea de Visión

FIG. 15D

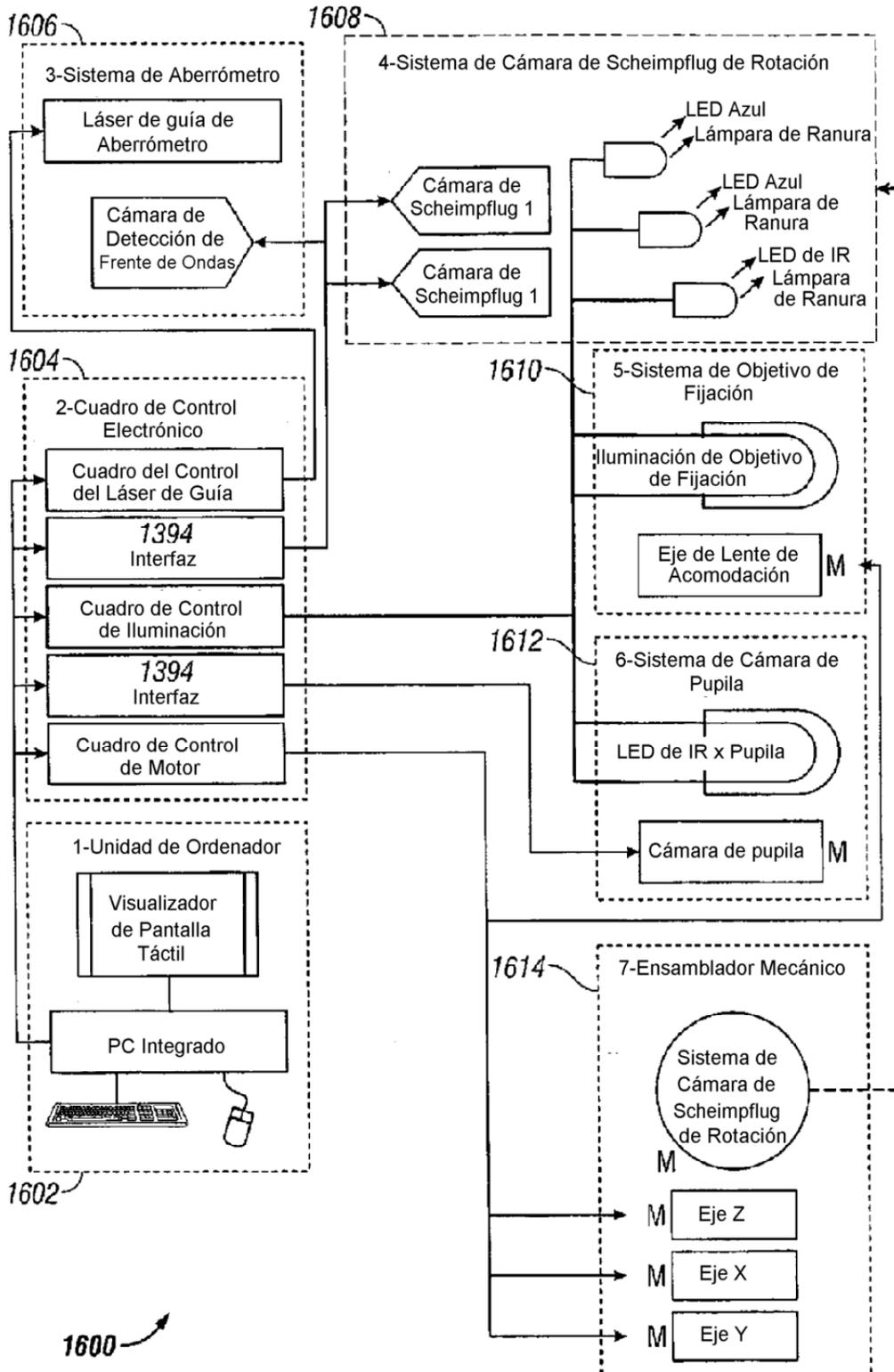


FIG. 16

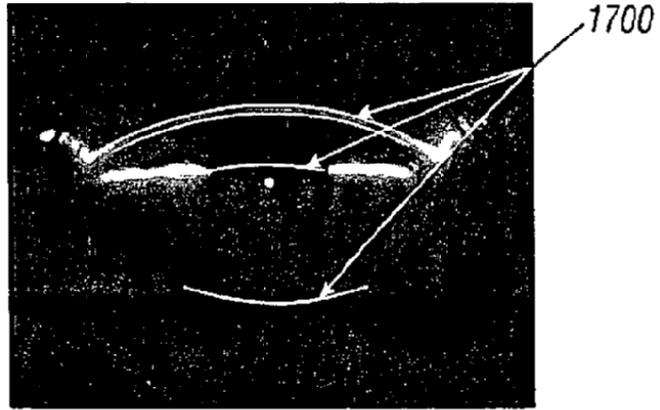


FIG. 17A

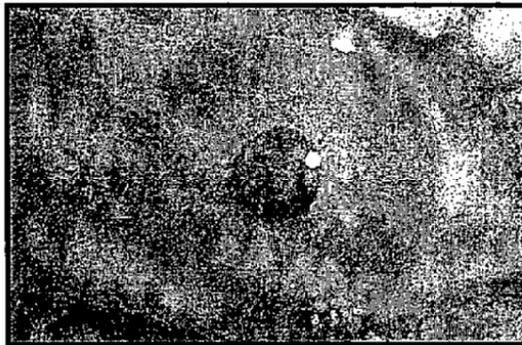


FIG. 17B



FIG. 17C

1800

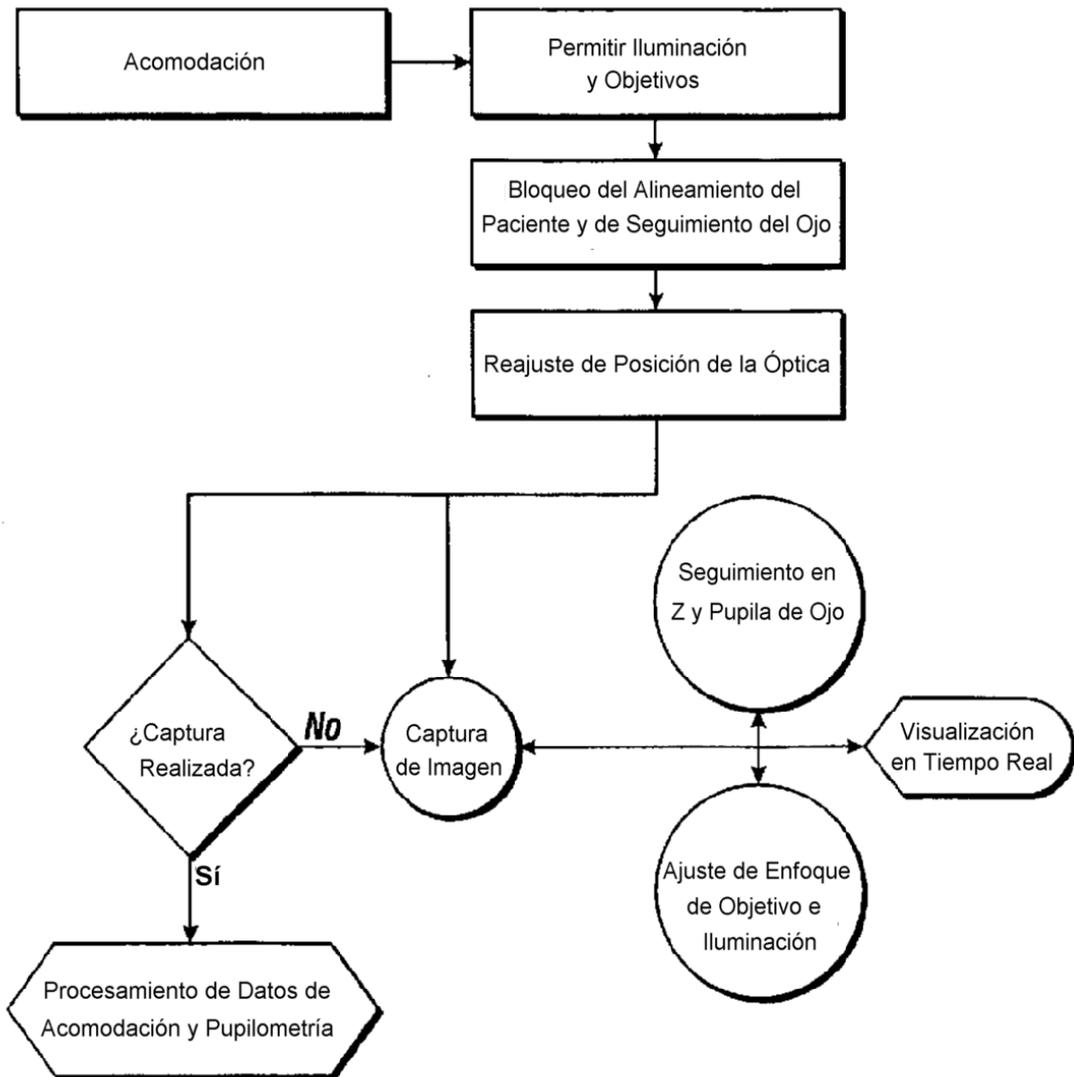


FIG. 18

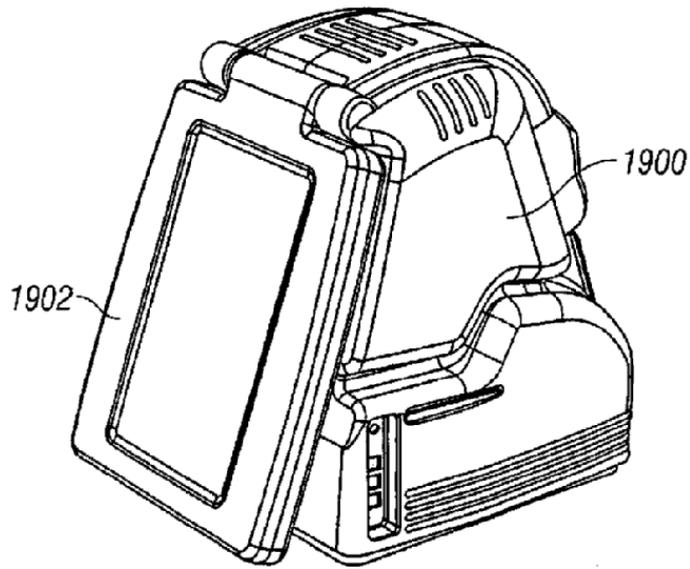


FIG. 19A

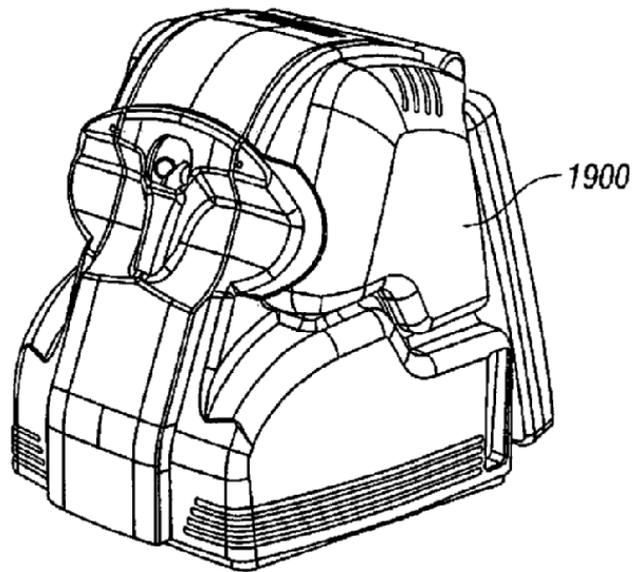


FIG. 19B

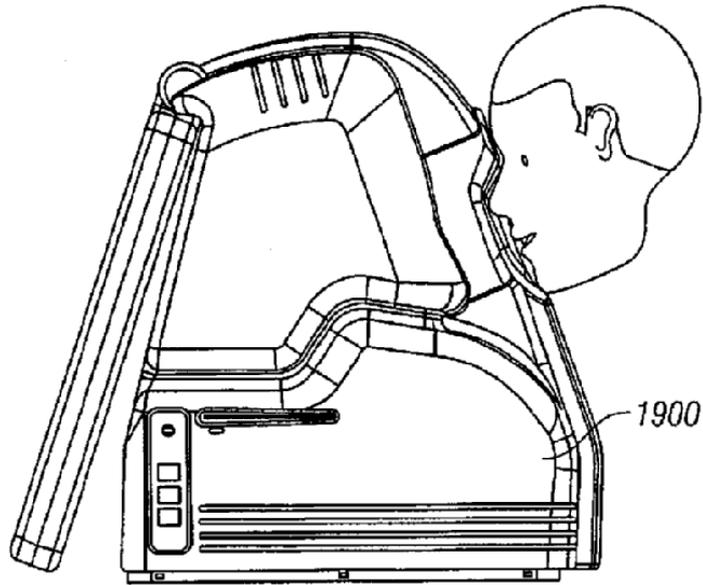


FIG. 19C

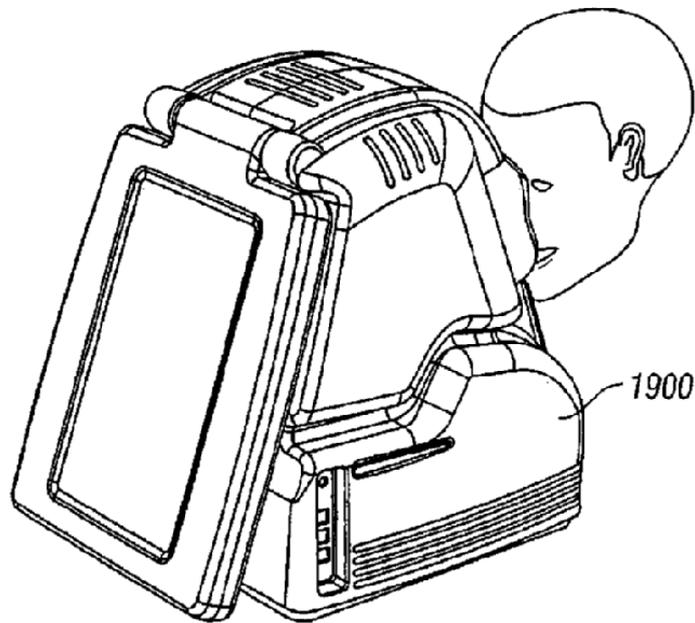


FIG. 19D

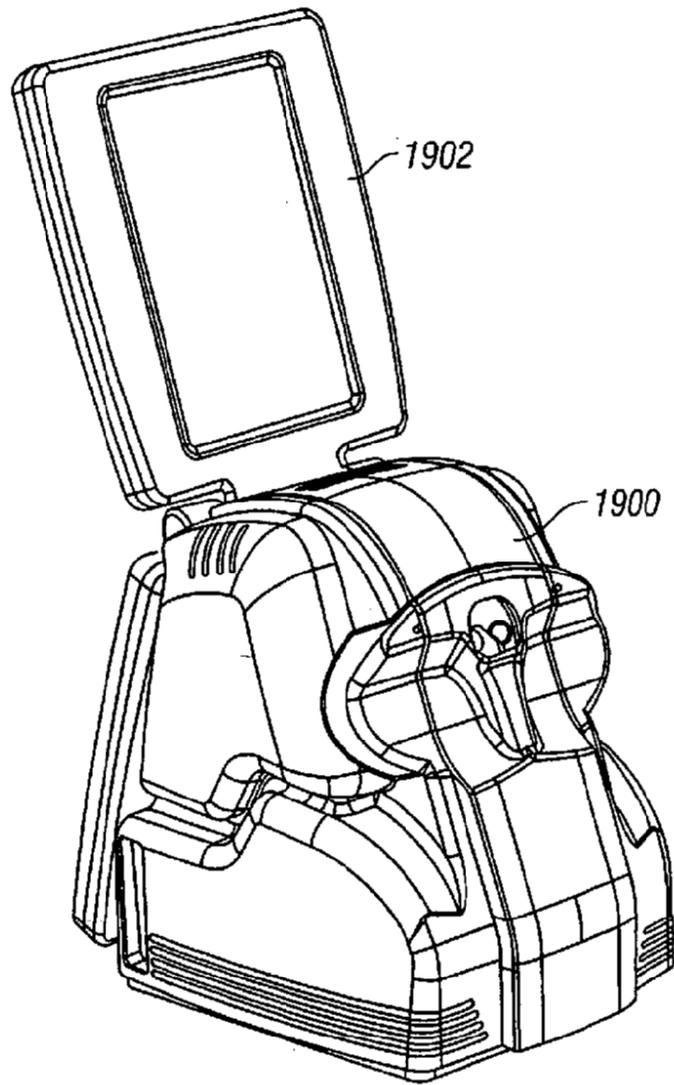


FIG. 19E

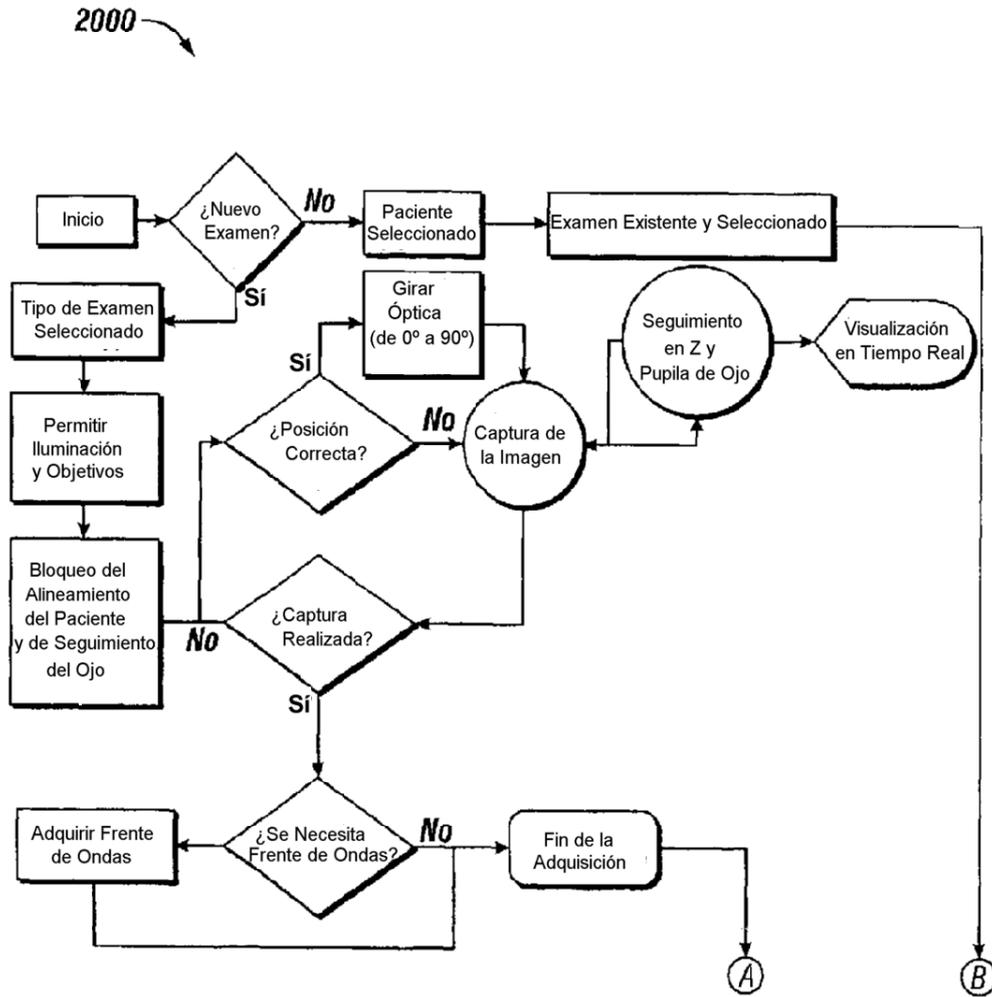


FIG. 20

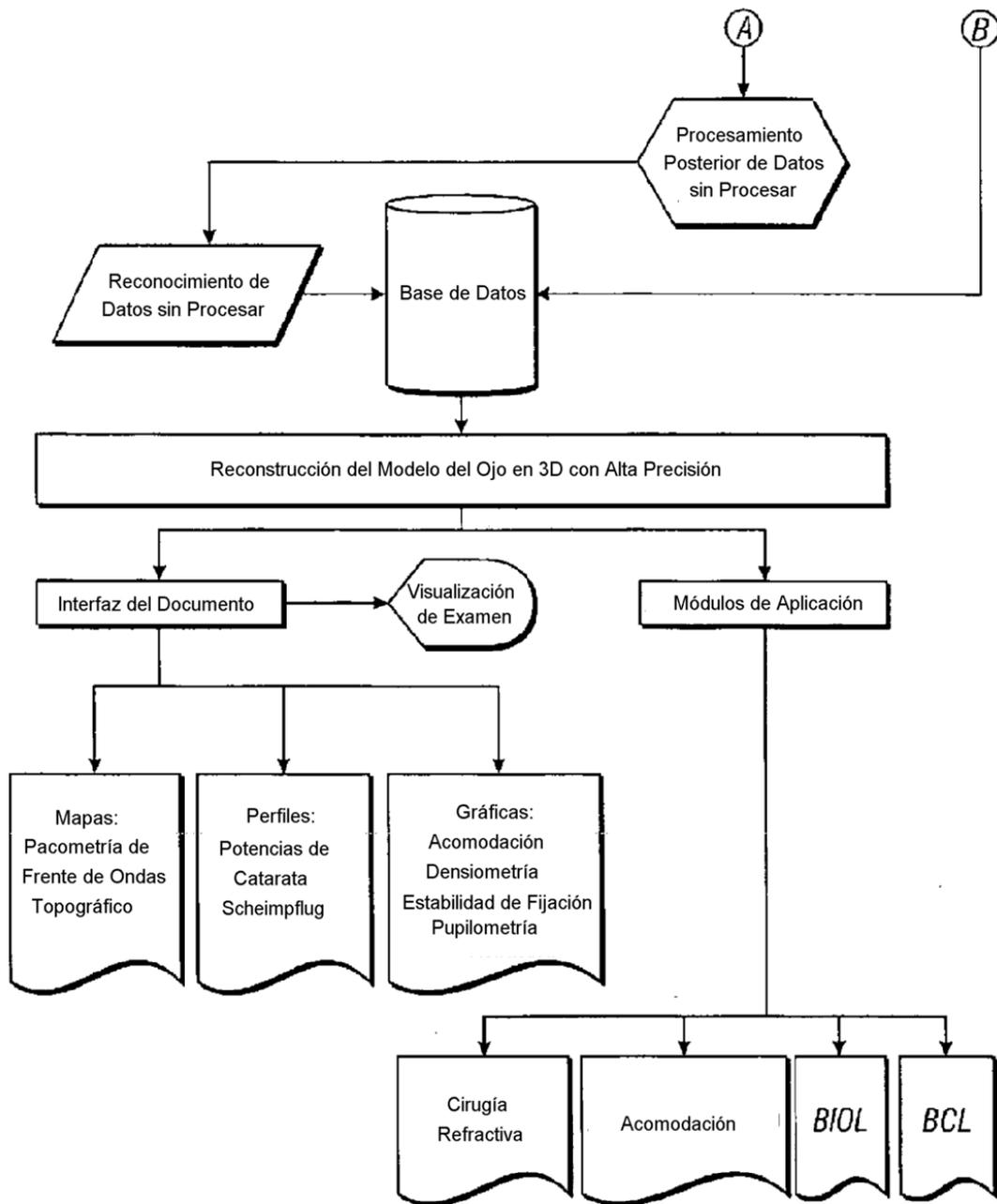


FIG. 20
(Continúa)

2100

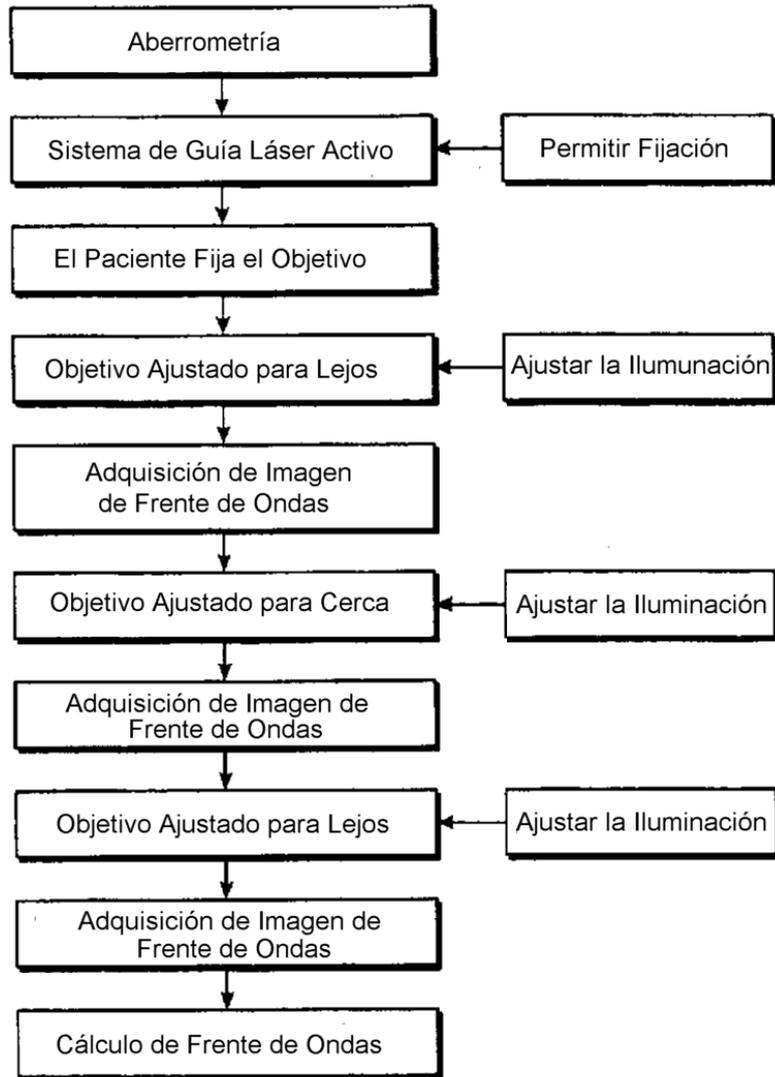


FIG. 21

2200 →

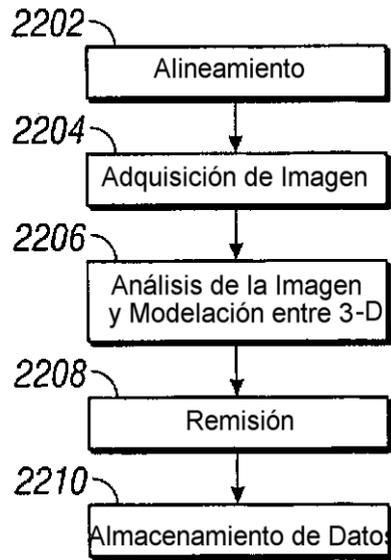


FIG. 22