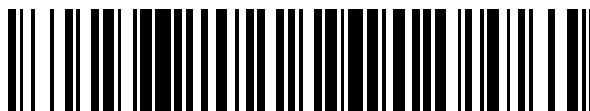


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 632 441**

51 Int. Cl.:

A61F 9/009 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **20.12.2012 PCT/US2012/070781**

87 Fecha y número de publicación internacional: **27.06.2013 WO13096539**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.12.2012 E 12816403 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.05.2017 EP 2779973**

54 Título: **Interfaz de paciente con aplanación variable**

30 Prioridad:

23.12.2011 US 201113336324

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

13.09.2017

73 Titular/es:

**ALCON LENSX, INC. (100.0%)
1209 Orange Street
Wilmington, DE 19801, US**

72 Inventor/es:

**RAKSI, FERENC y
GOLDSHLEGER, ILYA**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 632 441 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

Interfaz de paciente con aplanación variable

5 Referencia cruzada a solicitud relacionada

Esta solicitud reivindica prioridad conforme a 35 U.S.C. §119 de la solicitud de patente estadounidense con número de serie 13/336.324, presentada el 23 de diciembre de 2011.

10 Campo técnico

Este documento de patente se refiere a interfaces de paciente para cirugía oftálmica. Con más precisión, este documento de patente se refiere a interfaces de paciente con aplanación variable para procedimientos quirúrgicos oftálmicos de múltiples etapas.

15 Antecedentes

20 Muchos procedimientos quirúrgicos oftálmicos pueden realizarse aplicando una fotodisrupción o cortando el tejido oftálmico objetivo con un haz láser de pulsos de femtosegundo. Los cortes pueden crearse realizando un barrido con el punto de enfoque del haz láser en un patrón de barrido en dos o tres dimensiones. Cada pulso de femtosegundo puede crear una burbuja de plasma o cavitación en el punto de enfoque del láser. Una capa de estas burbujas microscópicas puede separar el tejido objetivo en dos partes, creando un corte quirúrgico macroscópico. Un volumen de estas burbujas puede provocar una fotodisrupción volumétrica del tejido objetivo.

25 La densidad de energía de pulso mínima que puede crear el plasma en un tejido se denomina umbral de plasma. El umbral de plasma es específico para cada tejido oftálmico. Los pulsos con una densidad de energía por debajo del umbral de plasma no crean burbujas. Por otro lado, los pulsos con una densidad de energía que supera sustancialmente el umbral de plasma pueden provocar un daño colateral y efectos térmicos no deseados en el tejido objetivo. Por tanto, los sistemas quirúrgicos oftálmicos existentes están diseñados normalmente para proporcionar
30 pulsos láser con una densidad de energía que supera el umbral de plasma, pero sólo de manera moderada. Tales sistemas pueden crear los cortes deseados en el tejido objetivo con un daño colateral y unos efectos térmicos limitados o mínimos provocados por el exceso de energía de los pulsos láser.

35 Aunque el sistema se haya diseñado para proporcionar un haz láser con una densidad de energía que supere el umbral de plasma por todo el patrón de barrido, en las situaciones de la vida real la densidad de energía del haz láser puede disminuir por debajo del umbral de plasma a lo largo de una parte de la densidad de energía del haz láser puede disminuir por debajo del umbral de plasma a lo largo de una parte del patrón de barrido. En esas partes el tejido objetivo no sufrirá una fotodisrupción o un corte, disminuyendo la eficacia del procedimiento quirúrgico oftálmico. Por tanto, supone un reto de gran prioridad diseñar sistemas de láser quirúrgico que puedan mantener la
40 densidad de energía del haz láser ligeramente por encima del umbral de plasma por todos los patrones de barrido completos de los procesos quirúrgicos oftálmicos.

45 Diversos factores influyen en la densidad de energía del haz láser. La densidad de energía es proporcional a la intensidad pico del haz láser en el punto de enfoque e inversamente proporcional al área del punto de enfoque. El área del punto de enfoque es normalmente del orden de (2-5 micrómetros)². Este área de punto de enfoque depende de la apertura numérica del haz láser, de la calidad de la óptica del sistema de láser quirúrgico y de la dispersión que experimenta el haz láser a medida que pasa por el tejido oftálmico tras haber salido de la óptica, entre otros. El área del punto de enfoque no puede reducirse por debajo de su valor limitado por la difracción, establecido por la naturaleza de la onda de la luz. En principio, algunas de las ópticas más eficientes pueden proporcionar su haz láser
50 con un punto de enfoque próximo al valor limitado por la difracción por todo el patrón de barrido dentro del volumen quirúrgico.

Desafortunadamente, en la realidad los haces láser a menudo distan de estar limitados por la difracción en al menos partes del patrón de barrido debido a las distorsiones en el propio haz láser, las distorsiones en la óptica de enfoque-
55 barrido de haz y las distorsiones en el propio tejido. Por tanto, sigue siendo un reto diseñar sistemas y procedimientos que reduzcan y minimicen las distorsiones del haz incluso en aplicaciones de la vida real de modo que el haz láser pueda proporcionarse con una densidad de energía que supere el umbral de plasma por todo el patrón de barrido pero sólo en una cantidad reducida durante las cirugías oftálmicas.

60 Sumario

La cirugía oftálmica con láser de femtosegundo se utiliza en la actualidad para una diversidad de procedimientos oftálmicos, incluyendo la creación de un colgajo corneal para procedimientos LASIK, cirugía intraestromal y cirugía de cataratas, entre otros. Estas cirugías implican la creación de incisiones, cortes y fotodisrupción en diferentes
65 ubicaciones en la córnea, la cápsula del cristalino y el cristalino. En particular, una primera fase de una cirugía de cataratas puede incluir una capsulotomía en la cápsula del cristalino y una fotodisrupción, lisis del cristalino, corte del

5 cristalino o un procedimiento de cataratas en la lente del cristalino. El cristalino se ubica en una región central profunda del ojo: a profundidades z_c grandes en el intervalo de 3-10 mm pero lateralmente dentro de un radio r_c central limitado en el intervalo de 2-5 mm o 3-4 mm. En este caso, la profundidad z_c puede medirse desde el vértice del ojo donde la córnea coincide con la óptica del sistema láser, y el radio lateral r_c puede medirse desde un eje óptico del ojo o el sistema láser.

10 La primera fase de la cirugía de cataratas puede ir seguida de una segunda fase que se centra en la córnea que puede implicar formar cortes de entrada, cortes de acceso, incisiones de relajación del limbo, incisiones arqueadas o un colgajo articulado en la córnea. Estos cortes pueden formarse en una región corneal periférica superficial: a profundidades z_p menores de 0-2 mm pero a radios periféricos mayores entre r_c y r_p , pudiendo estar el radio periférico r_p en el intervalo de 4-9 mm o 5-8 mm.

15 Muchos sistemas de láser quirúrgico oftálmicos aumentan la precisión de selección del objetivo del haz láser acoplando una interfaz de paciente (PI) sobre el ojo para inmovilizarlo, como se describe por ejemplo en el documento US2011/0190741. La interfaz de paciente incluye normalmente una lente de contacto, en contacto directo con la córnea para guiar el haz láser desde la óptica del sistema al tejido oftálmico. La formación de una superficie de contacto entre la lente de contacto de la interfaz de paciente y la córnea a menudo se denomina aplanación. La interfaz de paciente también puede incluir un anillo de succión que se une al ojo mediante succión de vacío. A medida que se baja la PI sobre el ojo, puede aplicarse succión de vacío al anillo de succión de modo que la presión atmosférica presione la interfaz de paciente y por tanto la lente de contacto sobre el ojo.

20 La mayor parte de cirugías de cataratas empiezan acoplando la PI sobre la córnea para inmovilizar el ojo. Este acoplamiento va seguido de la realización de mediciones de calibración de las regiones objetivo para guiar el haz láser quirúrgico con precisión, tras lo cual se llevan a cabo las fases primera y segunda de los procedimientos quirúrgicos. Durante todo el proceso quirúrgico no se suelta el acoplamiento para mantener el ojo en su sitio. Esto permite el uso de la calibración inicial por todo el proceso quirúrgico y evita la necesidad de volver a acoplar la PI, lo que podría suponer una etapa adicional con un gran consumo de tiempo.

25 Desafortunadamente, a medida que aumenta la presión aplicada por la interfaz de paciente al ojo durante la aplanación, puede deformar los tejidos oftálmicos del ojo y los límites que los separan. Y como los índices de refracción de diferentes tejidos son diferentes, a medida que el haz láser pasa a través de los límites deformados de los tejidos oftálmicos deformados hacia la región objetivo, sufre distorsiones no incluidas en los cálculos de diseño del sistema. Estas distorsiones no calculadas pueden aumentar el tamaño del punto de enfoque en tal medida que la densidad de energía del haz láser llegue a estar por debajo del umbral de plasma, impidiendo el corte apropiado de los tejidos objetivo y por tanto disminuyendo cualitativamente la eficiencia de la cirugía.

30 En el ejemplo específico de una capsulotomía, una presión elevada de la PI puede arrugar la córnea. Como el índice de refracción del tejido corneal es diferente del humor acuoso detrás del mismo, el haz láser puede sufrir distorsiones aumentadas en el límite de córnea arrugada-humor acuoso hacia el cristalino, haciendo que su densidad de energía esté por debajo del umbral de plasma. Un haz debilitado de este tipo puede no ser capaz de cortar la cápsula del cristalino, dejando tejido parcialmente conectado y haciendo así que la capsulotomía sea incompleta. Una capsulotomía incompleta requiere de un corte adicional por el cirujano con herramientas mecánicas que tienen una precisión sustancialmente menor y pueden introducir un desgarro no deseado del tejido.

35 Además de la reducción de la densidad de energía del haz, la formación de arrugas en la córnea también reorienta la interfaz de córnea-humor acuoso, dirigiendo potencialmente el haz láser de manera errónea con respecto a su objetivo previsto.

40 Finalmente, la presión de la interfaz de paciente puede introducir también otros tipos de consecuencias no deseadas, tales como un desplazamiento y una inclinación del cristalino objetivo, haciendo un mecanismo adicional que el haz láser no alcance su objetivo previsto.

45 Por tanto, los sistemas láser y procedimientos quirúrgicos que reducen la presión de la interfaz de paciente sobre la córnea pueden reducir los efectos negativos de los tres problemas anteriores y por tanto ofrecen una precisión y un rendimiento quirúrgicos mejorados.

50 Los problemas asociados con la presión de la PI que arruga la córnea pueden reducirse reconociendo que la formación de arrugas tiene un efecto negativo sólo si el haz se dirige para cruzar el límite de la córnea arrugada hacia una región objetivo más allá de la córnea, puesto que sólo para este tipo de trayectos de haz el límite de la córnea arrugada distorsiona el haz, reduciendo su densidad de energía.

55 Para sacar provecho de este reconocimiento, se recuerda que el haz se dirige y barre más allá de la córnea sólo durante la primera fase de la cirugía de cataratas, cuando se realizan la capsulotomía y fotodisrupción del cristalino. Notablemente, en esta primera fase, mientras que el haz se barre a profundidades z grandes, se barre sólo en la región central del ojo dentro del radio central r_c en el intervalo de 2-5 mm o 3-4 mm. Por tanto, la primera fase de la cirugía de cataratas puede realizarse haciendo la interfaz de paciente sólo un contacto parcial con la córnea, limitado

a la región central. En particular, tal contacto parcial puede formarse aplicando sólo una presión parcial, menor que la presión total necesaria para forzar un contacto completo con la región central y la periférica de la córnea.

En resumen, puede reducirse la formación de arrugas en la córnea y por tanto la densidad de energía puede mantenerse por encima del umbral de plasma por toda la primera fase de la cirugía de cataratas mediante interfaces de paciente que pueden aplicar sólo una presión parcial para formar sólo un contacto parcial entre el ojo y la interfaz de paciente durante la primera fase, seguido de la formación de un contacto extendido o completo con una presión aumentada o completa para la segunda fase de la cirugía de cataratas. Las consecuencias negativas de la formación de arrugas provocada por la presión completa en la segunda fase podría disminuirse enormemente puesto que el haz láser barre a través de patrones de barrido sólo dentro de la córnea en esta segunda fase, por tanto, el haz no cruza el límite córnea-humor acuoso deformado antes de incidir en su objetivo dentro del patrón de barrido.

El reconocimiento anterior, sin embargo, no puede utilizarse de manera conveniente con las interfaces de paciente rígidas actuales, porque en los sistemas existentes una vez que la PI está firmemente acoplada en su sitio, el acoplamiento ni puede ni debe variarse más. Esto se debe a que en el caso de que se soltara el acoplamiento entre las fases primera y segunda de la cirugía de cataratas para aumentar la aplanación de parcial a completa, sería necesario un reacoplamiento de la PI, siendo necesaria una recalibración de las mediciones y la planificación quirúrgica, así como un aumento del tiempo de procedimiento quirúrgico: siendo ambos desventajas sustanciales.

Por el contrario, si la aplanación de un nuevo tipo de interfaz de paciente fuera variable sin soltar el acoplamiento, entonces la primera fase de la cirugía de cataratas podría realizarse con sólo una aplanación parcial, durante la cual la PI sólo entra en contacto con la parte central de la córnea dentro del radio de contacto de r_c en el intervalo de 2-5 mm o 3-4 mm. Tal aplanación parcial podría conseguirse aplicando sólo una presión parcial, llevando a una formación de arrugas en la córnea limitada o a que no se formen arrugas, evitando así que la densidad de energía del haz disminuya por debajo del umbral de plasma, la dirección errónea del haz y el desplazamiento del cristalino.

Tras haber completado sustancialmente la capsulotomía y la fotodisrupción del cristalino de la primera fase, podría aumentarse la aplanación de tal interfaz de paciente con aplanación variable de parcial a completa o extenderse para la segunda fase de la cirugía de cataratas sin soltar el acoplamiento. La aplanación completa o extendida puede conseguirse aumentando la presión hasta ser completa para aumentar el radio de contacto del radio central de r_c al radio periférico de r_p en el intervalo de 4-9 mm o 5-8 mm. Aunque el aumento hasta la presión completa probablemente arrugue la interfaz córnea-humor acuoso, esta formación de arrugas provoca sólo un deterioro limitado o no provoca ningún deterioro del rendimiento quirúrgico, puesto que en la segunda fase de la cirugía de cataratas los cortes se forman sólo dentro del tejido corneal y por tanto el haz láser no tiene que propagarse a través de la interfaz córnea arrugada-humor acuoso antes de incidir en su objetivo dentro del patrón de barrido.

En un procedimiento alternativo para utilizar tales interfaces de paciente con aplanación variable, las fases quirúrgicas primera y segunda anteriores pueden realizarse en un orden inverso. El cirujano puede comenzar realizando los cortes corneales periféricos en primer lugar y los cortes centrales en el cristalino y la cápsula en segundo lugar. Con tales procedimientos la interfaz de paciente con aplanación variable puede acoplarse en primer lugar al ojo con presión completa para la fase corneal de la cirugía, seguido de una reducción de la presión hasta un valor parcial y la realización de la fotodisrupción del cristalino y una capsulotomía con una formación de arrugas reducida o ninguna formación de arrugas de la córnea.

En resumen, las consideraciones anteriores demuestran que los nuevos tipos de interfaces de paciente que pueden variar su aplanación durante la cirugía de cataratas podrían evitar o reducir sustancialmente las tres desventajas enumeradas de algunas interfaces de paciente rígidas actuales: la reducción de la densidad de energía, la dirección errónea del haz láser y el desplazamiento del cristalino.

En términos amplios y en general, este documento de patente describe tales nuevos tipos de interfaces de paciente con aplanación variable. Las formas de realización de estas interfaces de paciente con aplanación variable pueden incluir un sistema de soporte de lente, que puede unirse a un extremo distal de un sistema de láser quirúrgico oftálmico; una lente de contacto, soportada por el sistema de soporte de lente, configurada para entrar en contacto con una superficie del ojo; y un acoplador ajustable, acoplado a al menos uno del sistema de soporte de lente y la lente de contacto, y configurado para acoplarse a una región no central de la superficie del ojo, para adaptarse a la lente de contacto para entrar en contacto con una región central de la superficie del ojo con una aplanación central, para adaptarse a la lente de contacto para entrar en contacto con una región extendida de la superficie del ojo mayor que la región central con una aplanación extendida y para permitir un cambio entre la aplanación central y una aplanación extendida.

En otras formas de realización, una interfaz de paciente con aplanación variable puede comprender un sistema de soporte de lente, que puede unirse a un extremo distal de un sistema de láser quirúrgico oftálmico, estando configurado el sistema de soporte de lente para soportar una lente de contacto central, configurada para entrar en contacto con una región central de la superficie del ojo con una aplanación central, para permitir un cambio de la lente de contacto central a una lente de contacto extendida, y para soportar la lente de contacto extendida,

configurada para entrar en contacto con una región extendida de la superficie del ojo mayor que la región central con una aplanación extendida; y un acoplador ajustable, que puede acoplarse a al menos uno del sistema de soporte de lente, la lente de contacto central y la lente de contacto extendida, y configurado para acoplarse a una región no central de la superficie del ojo.

5 En otras formas de realización, un procedimiento de cirugía oftálmica puede incluir unir un sistema de soporte de lente a un extremo distal de un sistema de láser quirúrgico oftálmico; acoplar un acoplador ajustable a una región periférica de una superficie del ojo, estando acoplado el acoplador ajustable a al menos uno del sistema de soporte de lente y una lente de contacto; acoplar la lente de contacto a una región central de la superficie del ojo, teniendo la
10 lente de contacto una aplanación central y estando soportada por el sistema de soporte de lente; permitir un cambio entre la aplanación central y una aplanación extendida por el acoplador ajustable; y acoplar la lente de contacto a una región extendida de la superficie del ojo mayor que la región central con la aplanación extendida.

15 En aún otras formas de realización, un procedimiento de cirugía oftálmica puede incluir unir un sistema de soporte de lente a un extremo distal de un sistema de láser quirúrgico oftálmico; acoplar un acoplador ajustable a una región periférica de un ojo, estando acoplado el acoplador ajustable a al menos uno del sistema de soporte de lente y una lente de contacto; acoplar la lente de contacto al ojo con una aplanación; y variar la aplanación de la lente de contacto al tiempo que se mantiene el acoplamiento del acoplador ajustable al ojo.

20 Breve descripción de los dibujos

La figura 1 ilustra un sistema de láser quirúrgico oftálmico.

25 Las figuras 2A-B ilustran una interfaz de paciente con aplanación variable.

Las figuras 3A-B ilustran una forma de realización de una interfaz de paciente con aplanación variable con un actuador.

30 Las figuras 4A-B ilustran una forma de realización de una interfaz de paciente con aplanación variable con un conector flexible.

Las figuras 5A-B ilustran una forma de realización de una interfaz de paciente con aplanación variable.

35 Las figuras 6A-B ilustran una forma de realización de una interfaz de paciente con aplanación variable.

Las figuras 7A-B ilustran una forma de realización de una interfaz de paciente con aplanación variable.

Las figuras 8A-D ilustran una forma de realización de una interfaz de paciente con aplanación variable.

40 La figura 9 ilustra un procedimiento de cirugía oftálmica.

La figura 10 ilustra un procedimiento de cirugía oftálmica.

45 Descripción detallada

Este documento de patente describe formas de realización de una interfaz de paciente con aplanación variable (VA-PI) que puede reducir la formación de arrugas del tejido corneal durante procedimientos oftálmicos.

50 La figura 1 ilustra un sistema de láser quirúrgico oftálmico 100. El sistema de láser quirúrgico oftálmico 100 puede incluir un láser quirúrgico 110 que puede generar y acoplar un haz láser quirúrgico 112 a una óptica 120 en un divisor de haz BS1. El láser quirúrgico 110 puede generar un haz láser pulsado con una longitud de pulso en el intervalo de femtosegundo o picosegundo. La óptica 120 puede redirigir y proporcionar el haz láser pulsado 112 a un ojo 1 de un paciente 10 a través de un objetivo 122 y una interfaz de paciente con aplanación variable VA-PI 200.

55 El sistema láser 100 también puede incluir un sistema de formación de imágenes 130. El sistema de formación de imágenes 130 puede proporcionar una o varias imágenes para que el cirujano oftálmico aumente la precisión del procedimiento oftálmico. La imagen puede incluir una imagen de microscopio estereoscópico, una imagen de vídeo, una imagen Scheimpflug o una imagen por tomografía de coherencia óptica (OCT). La imagen puede analizarse mediante un procesador de imágenes 132.

60 La imagen generada puede visualizarse en un sistema de guiado 140 para proporcionar información de guiado para el cirujano. Una de las funciones del sistema de guiado 140 puede ser guiar al cirujano para alinear un centro del ojo 1 y un centro o eje de la óptica 120 para optimizar el acoplamiento. En algunas formas de realización, el sistema de guiado 140 puede incluir un monitor de vídeo para visualizar una imagen de vídeo de un microscopio de vídeo. En
65 otras, el sistema de guiado puede incluir una pantalla de OCT para visualizar una imagen de OCT creada por el

sistema de formación de imágenes 130. En aún otras, el sistema de guiado 140 puede visualizar tanto una imagen de vídeo como una imagen de OCT.

Además, el sistema de guiado 140 puede incluir una pantalla de guiado para guiar al cirujano basándose en el resultado del procesamiento de la imagen por el procesador de imágenes 132. Por ejemplo, la pantalla de guiado del sistema de guiado 140 puede incluir un patrón objetivo o un patrón en cruz superpuesto a la imagen de vídeo del ojo 1 para indicar una posición de un centro óptico o eje de la óptica 120, permitiendo así que el cirujano determine la posición del ojo 1 con respecto al eje de la óptica 120. En otros sistemas, el sistema de guiado 140 puede visualizar una o varias flechas para sugerir al cirujano una acción correctiva para alinear la óptica 120 y el ojo 1.

La corrección de la alineación puede iniciarse o bien por el cirujano o bien por un procesador del sistema de láser quirúrgico 100, en respuesta a la información de guiado visualizada por el sistema de guiado 140. Por ejemplo, algunas formas de realización del sistema láser 100 pueden incluir un brazo 152 y un controlador de brazo 154 para mover el objetivo 122 lateralmente y alinearlo con un centro del ojo 1 como parte del procedimiento de acoplamiento. El movimiento del brazo 152 puede compensar una desalineación lateral o transversal del ojo 1 y la óptica 120.

Puede compensarse una desalineación rotacional o angular del ojo 1 y el eje óptico de la óptica 120 mediante una fuente de luz de fijación 156 que proyecta una luz de fijación 158 hacia un ojo de control 1c. Se puede pedir al paciente 10 que siga el movimiento de la luz de fijación 158. A medida que el cirujano ajusta la luz de fijación 158, puede seguir el movimiento de la imagen de vídeo del ojo 1 con respecto al patrón objetivo y el eje óptico de la óptica 120 en la pantalla de guiado del sistema de guiado 140 y continuar ajustando la luz de fijación 158 hasta que el ojo 1 está alineado con el eje óptico de la óptica 120 en la medida deseada.

Las figuras 2A-B ilustran una forma de realización de la interfaz de paciente con aplanación variable (VA-PI) 200 que puede incluir un sistema de soporte de lente 210, que puede unirse a un extremo distal del sistema de láser quirúrgico oftálmico 100 tal como el objetivo 122; una lente de contacto 220, soportada por el sistema de soporte de lente 210 y configurada para entrar en contacto con una superficie del ojo tal como la córnea. La VA-PI 200 puede incluir además un acoplador ajustable 230 que puede acoplarse a al menos uno del sistema de soporte de lente 210 y la lente de contacto 220. El acoplador ajustable 230 puede estar configurado para acoplarse a una región no central o periférica de la superficie del ojo, para adaptarse a la lente de contacto 220 para entrar en contacto con una región central de la superficie del ojo con una aplanación central, para adaptarse a la lente de contacto 220 para entrar en contacto con una región extendida de la superficie del ojo mayor que la región central con una aplanación extendida y para permitir un cambio entre la aplanación central y la aplanación extendida. La región extendida puede incluir la región central y la región periférica de la superficie del ojo. La superficie del ojo puede extenderse más allá de la córnea del ojo.

El uso del diseño de VA-PI 200 descrito en este caso puede minimizar la formación de arrugas en la córnea en la primera fase de una cirugía de cataratas cuando el haz láser 112 se aplica sólo a un cristalino 5 del ojo 1 para realizar un procedimiento de cataratas, una capsulotomía, una lisis del cristalino, una fotodisrupción o un corte del cristalino. Por tanto, el uso de las formas de realización de la VA-PI 200 durante la primera fase de las cirugías de cataratas puede evitar que la densidad de energía disminuya por debajo del umbral de plasma en cualquier punto a lo largo del patrón de barrido, que el haz láser se dirija erróneamente por la interfaz córnea arrugada-humor acuoso y que el cristalino 5 se desplace y rote. Por todas estas razones, el uso de las formas de realización de la VA-PI 200 puede aumentar la precisión y eficiencia de las cirugías de cataratas.

La VA-PI 200 con un acoplador ajustable 230 de este tipo puede permitir el cambio entre la aplanación central y la aplanación extendida de la lente de contacto 220 durante, o como parte de la cirugía oftálmica, sin soltar el acoplamiento del acoplador ajustable 230 a la región no central o periférica de la superficie del ojo. El mantenimiento del acoplamiento puede ser ventajoso puesto que el restablecimiento del acoplamiento o reacoplamiento tras soltarlo puede ser un procedimiento que consume mucho tiempo e impreciso, siendo el tiempo un bien escaso durante la cirugía oftálmica.

En algunas formas de realización de la VA-PI 200, el acoplador ajustable 230 que está configurado para permitir un cambio entre la aplanación central y la aplanación extendida puede incluir el acoplador ajustable 230 que está configurado para permitir un cambio de la aplanación central a la aplanación extendida, o un cambio de la aplanación extendida a la aplanación central.

En algunas formas de realización de la VA-PI 200, el acoplador ajustable 230 puede estar integrado en el sistema de soporte de lente 210. En algunos casos, el acoplador ajustable 230 puede formar parte del sistema de soporte de lente 210.

En algunas formas de realización, el acoplador ajustable 230 puede incluir un anillo de succión 231 que puede formar un contacto estanco al aire con la superficie del ojo y una manguera de vacío 232 para conectar una bomba de succión (no mostrada) con una cámara de acoplamiento 233, formada por la lente de contacto 220, el anillo de succión 231 y la superficie del ojo. El anillo de succión 231 puede incluir un anillo, un faldón, un cono o cualquier otra estructura que pueda proporcionar un acoplamiento estanco al aire a la superficie del ojo.

Como se comentó anteriormente, una VA-PI 200 de este tipo puede hacer posible que la lente de contacto 220, cuando entra en contacto con la región central de la superficie del ojo, permita que el sistema de láser quirúrgico oftálmico 100 realice un procedimiento láser de cataratas, una capsulotomía, una lisis del cristalino, una
 5 fotodisrupción o un corte del cristalino de un cristalino del ojo. Además, una VA-PI 200 de este tipo puede hacer posible que la lente de contacto 220, cuando entra en contacto con la región extendida de la superficie del ojo, permita que el sistema de láser quirúrgico oftálmico 100 forme una incisión de relajación del limbo, una incisión arqueada, un corte de acceso a la cámara anterior, un corte de entrada a la cámara anterior, un corte con colgajo o un procedimiento de refracción de la córnea. Como se indicó anteriormente, el radio central r_c de la región central
 10 puede estar en el intervalo de 2-5 mm, en algunas formas de realización en el intervalo de 3-4 mm, mientras que el radio periférico r_p de la región periférica puede estar en el intervalo de 4-9 mm, en algunas formas de realización en el intervalo de 5-8 mm.

La figura 2A ilustra que en la primera fase de la cirugía de cataratas, cuando el haz láser 112 se aplica sólo al cristalino 5, la VA-PI 200 puede ponerse en contacto sólo con una parte central de la córnea con un radio central r_c ,
 15 y por tanto, el tejido corneal puede arrugarse sólo un poco o nada.

La figura 2B ilustra que, por el contrario, cuando durante la segunda fase de la cirugía de cataratas se aplica una presión mayor para aumentar el radio de contacto del radio central r_c al radio periférico r_p , el tejido corneal puede
 20 arrugarse sustancialmente, como se muestra. Aunque esta formación de arrugas podría haber llevado a uno o varios de los tres problemas anteriores para una capsulotomía o procedimiento de cataratas, tiene poca importancia para los procedimientos corneales que se realizan en la segunda fase, puesto que en esta segunda fase el haz láser se dirige sólo a objetivos corneales y por tanto el haz láser no cruza el límite con arrugas antes de incidir en su objetivo.

Como se indicó anteriormente, en algunas formas de realización puede cambiarse el orden en la realización de las fases quirúrgicas primera y segunda. Por consiguiente, la VA-PI 200 puede utilizarse en primer lugar con una
 25 presión mayor, dando como resultado que la lente de contacto 220 entre en contacto con la región extendida de la superficie del ojo, seguido de una reducción de la presión, dando como resultado que la lente de contacto 220 entre en contacto sólo con la región central de la superficie del ojo.

En algunas formas de realización de la VA-PI 200 la aplanación puede ajustarse manualmente por el cirujano. Por ejemplo, la VA-PI 200 puede incluir un mecanismo de posicionamiento que puede estabilizar el sistema de soporte
 30 de lente 210 en una serie de posiciones, donde sea que lo ajuste el cirujano. El mecanismo de posicionamiento puede basarse en fricción mecánica, tornillos de ajuste, brazos de palanca o una amplia variedad de mecanismos de bloqueo.

Las figuras 3A-B ilustran que en otras formas de realización el sistema de láser quirúrgico oftálmico 100 puede incluir un actuador 240 para ajustar la aplanación. El actuador 240 puede estar acoplado al sistema de soporte de
 40 lente 210, el acoplador ajustable 230, la lente de contacto 220 o cualquier combinación de los mismos. El actuador 240 puede incluir un sistema mecánico, basado en fricción, cargado por resorte, a base de adhesivo, neumático, químico, térmico, magnético, eléctrico o electromagnético. El actuador 240 puede excitarse por un motor, un sistema piezoeléctrico, un sistema de control electrónico, un sistema cargado por resorte o un sistema electromagnético. El actuador 240 puede accionar el acoplador ajustable 230 para permitir el cambio de la aplanación de la lente de
 45 contacto 220.

La figura 3A ilustra que en algunas formas de realización, el actuador 240 puede incluir un controlador de excitador 241 fuera de la VA-PI 200, tal como un motor eléctrico, un actuador piezoeléctrico, un actuador mecánico o un
 50 sistema electromagnético que puede mover el sistema de soporte de lente 210 con respecto al anillo de succión 231 ya acoplado, provocando así el cambio de la aplanación de la lente de contacto 220.

La figura 3B ilustra que en otras formas de realización la parte de controlador de excitador 241 del actuador 240 puede permanecer externa a la VA-PI 200, mientras que otra parte 242 del actuador 240 puede estar integrada en la
 55 VA-PI 200. En tales formas de realización, la parte externa 241 puede ser capaz de ejercer una fuerza sobre la parte integrada 242 para cambiar la aplanación de la lente de contacto 220.

En algunas formas de realización, el acoplador ajustable 230 que está configurado para adaptarse a la lente de contacto 220 con una aplanación central puede incluir el acoplador ajustable 230 que está configurado para
 60 posicionar la lente de contacto 220 en una primera posición de lente; el acoplador ajustable 230 que está configurado para adaptarse a la lente de contacto 220 con la aplanación extendida puede incluir el acoplador ajustable 230 que está configurado para posicionar la lente de contacto 220 en una segunda posición de lente; y el acoplador ajustable 230 que está configurado para permitir un cambio entre la aplanación central y la aplanación extendida puede incluir el acoplador ajustable 230 que está configurado para permitir un reposicionamiento de la lente de contacto 220 entre la primera posición de lente y la segunda posición de lente.

En formas de realización que incluyen el actuador 240, el actuador 240 puede accionar el acoplador ajustable 230 para permitir el cambio entre la aplanación central y la aplanación extendida reposicionando la lente de contacto 220.

5 En este caso, la lente de contacto 220 que está en la primera posición de lente, tal como posicionada a una primera profundidad z puede hacer que la lente de contacto 220 entre en contacto con la superficie del ojo o córnea dentro del radio central r_c en el intervalo de 2-5 mm, o 3-4 mm que permite que el sistema de láser quirúrgico oftálmico 100 lleve a cabo uno de los procedimientos de cataratas enumerados anteriormente, mientras que la lente de contacto 220 que está en la segunda posición de lente, tal como posicionada a una segunda profundidad z puede hacer que
10 la lente de contacto 220 entre en contacto con la superficie del ojo o córnea dentro del radio periférico r_p en el intervalo de 4-9 mm, o 5-8 mm que permite que el sistema de láser quirúrgico oftálmico 100 lleve a cabo uno de los procedimientos corneales enumerados anteriormente.

15 Las figuras 4A-B ilustran que algunas formas de realización de la VA-PI 200 pueden ser de tipo de una pieza e incluyen un conector flexible 234 que puede conectar el acoplador ajustable 230 al sistema de soporte de lente 210, configurado para asumir una primera configuración de conector para posicionar la lente de contacto 220 en la primera posición de lente, para asumir una segunda configuración de conector para posicionar la lente de contacto 220 en la segunda posición de lente; y para poder cambiar la configuración entre la primera configuración de conector y la segunda configuración de conector.

20 El conector flexible 234 puede incluir una amplia variedad de materiales, incluyendo un material flexible, un plástico, un material deformable, un material elástico, un material con acción de resorte y un acoplador magnético.

25 La primera configuración de conector del conector flexible 234 puede ser una configuración extendida y la segunda posición de conector puede ser una configuración comprimida. El conector flexible 234 puede fijarse en las configuraciones de conector primera y segunda mediante un mecanismo de bloqueo, un mecanismo de posicionamiento, un mecanismo basado en fricción y un mecanismo electromagnético, entre otros.

30 Las figuras 5A-B ilustran que algunas formas de realización de la VA-PI 200 pueden ser del tipo de dos piezas, pudiendo separarse el sistema de soporte de lente 210 y el acoplador ajustable 230 o siendo elementos separados. En tales formas de realización la VA-PI 200 puede incluir un mecanismo de posicionamiento 235 que puede estar configurado para adaptarse al sistema de soporte de lente 210 y el acoplador ajustable 230 para asumir una primera posición relativa para posicionar la lente de contacto 220 en la primera posición de lente, para adaptarse al sistema de soporte de lente 210 y el acoplador ajustable 230 para asumir una segunda posición relativa para posicionar la
35 lente de contacto 220 en la segunda posición de lente, y para permitir que el sistema de soporte de lente 210 y el acoplador ajustable 230 cambien entre la primera posición relativa y la segunda posición relativa.

40 En algunas formas de realización, el cambio entre la primera posición relativa y la segunda posición relativa del sistema de soporte de lente 210 y el acoplador ajustable 230 puede conseguirse moviendo el objetivo 122 sobre el que está montado el sistema de soporte de lente 210.

45 En una forma de realización de la VA-PI 200 el acoplador ajustable 230 puede incluir un cilindro hueco que puede encajar de manera deslizante con un cilindro hueco del sistema de soporte de lente 210, y el mecanismo de posicionamiento 235 puede estar configurado para bloquear el cilindro del sistema de soporte de lente 210 con respecto al cilindro del acoplador ajustable 230 para sujetar el sistema de soporte de lente 210 en las posiciones de soporte primera y segunda.

50 Las figuras 6A-B ilustran que en algunas formas de realización de la VA-PI 200, el acoplador ajustable 230 puede incluir un anillo de succión interno 231i, que define una cámara de acoplamiento interna 233i acoplada a una manguera de vacío interna 232i, y un anillo de succión externo 231o, que define una cámara de acoplamiento externa 233o, acoplada a una manguera de vacío externa 232o. En este caso, las mangueras de vacío interna y externa 232i y 232o pueden acoplar las cámaras de acoplamiento interna y externa correspondientes 233i y 233o a una o varias bombas de vacío (no mostradas). Como se indicó anteriormente, los anillos de succión interno y externo 231i y 231o pueden incluir un anillo, un faldón, un cono o cualquier estructura que pueda proporcionar un
55 acoplamiento estanco al aire a la superficie del ojo.

60 Una VA-PI 200 de este tipo puede permitir que la lente de contacto 220 entre en contacto sólo con la región central de la superficie del ojo cuando se aplica una primera succión moderada a la cámara de acoplamiento externa 233o a través de la manguera de vacío externa 232o, y que entre en contacto con la región extendida de la superficie del ojo cuando se aplica una segunda succión aumentada a la cámara de acoplamiento interna 233i a través de la manguera de vacío interna 232i.

65 El valor de una primera presión o presión parcial provocada por la primera succión moderada puede elegirse de tal modo que la lente de contacto 220 entre en contacto sólo con la región central de la superficie del ojo y así provoque una formación de arrugas de la córnea limitada o ninguna formación de arrugas, minimizando así las distorsiones del haz para los procedimientos de cataratas de la primera fase de la cirugía de cataratas. La segunda presión o presión

completa posterior, provocada por la segunda succión aumentada puede ser mayor para hacer que la lente de contacto 220 entre en contacto con la superficie del ojo en la región extendida de la superficie del ojo, pudiendo incluir la región extendida la región central y la región periférica, como se indicó anteriormente. Mientras que la segunda presión aumentada o presión completa puede arrugar la córnea, los procedimientos corneales de la segunda fase de la cirugía de cataratas pueden no verse afectados negativamente por esto porque el haz láser sólo barre en el tejido corneal y por tanto no cruza el límite corneal con arrugas hacia el objetivo.

Las figuras 7A-B ilustran que en algunas formas de realización de la VA-PI 200 el acoplador ajustable 230 que está configurado para adaptarse a la lente de contacto 220 con la aplanación central puede incluir el acoplador ajustable 230 que está configurado para adaptarse a una forma de la lente de contacto 220 para asumir una primera forma de lente; el acoplador ajustable 230 que está configurado para adaptarse a la lente de contacto 220 con la aplanación extendida puede incluir el acoplador ajustable 230 que está configurado para adaptarse a la forma de la lente de contacto 220 para asumir la segunda forma de lente; y el acoplador ajustable 230 que está configurado para permitir un cambio entre la aplanación central y la aplanación extendida puede incluir el acoplador ajustable 230 que está configurado para permitir que la forma de la lente de contacto 220 cambie de la primera forma de lente a la segunda forma de lente.

Como se muestra, la primera forma de lente puede ser una forma de baja curvatura 220*l*, haciendo que la lente de contacto 220 entre en contacto con el ojo 1 sólo en la región central, mientras que la segunda forma puede ser una forma de alta curvatura 220*h* que permite que la lente de contacto 220 entre en contacto con el ojo en la región extendida.

El cambio de forma puede implementarse en diferentes formas de realización mediante diferentes procedimientos. Por ejemplo, en sistemas en los que la lente de contacto 220 está formada a partir de un material flexible o deformable, la forma de la lente de contacto 220 puede cambiarse aumentando la presión ejercida por el sistema de soporte de lente 210. La presión puede aumentarse aumentando la succión aplicada al acoplador ajustable 230 a través de la manguera de vacío 232. En otras formas de realización, la presión puede aumentarse por el cirujano manualmente descendiendo el sistema de soporte de lente 210 hacia el ojo 1 después de que el acoplador ajustable 230 se haya acoplado al ojo mediante el anillo de succión 231.

En aún otras formas de realización, el sistema de láser quirúrgico oftálmico 100 puede incluir el actuador 240, acoplado al sistema de soporte de lente 210, el acoplador ajustable 230, la lente de contacto 220, o a una combinación de éstos. El actuador 240 puede incluir un sistema mecánico, basado en fricción, cargado por resorte, a base de adhesivo, neumático, químico, térmico, magnético, eléctrico o electromagnético. El actuador 240 puede excitarse por un motor, un sistema piezoeléctrico, un sistema de control electrónico o un sistema electromagnético. El actuador 240 puede accionar el acoplador ajustable 230 para permitir el cambio entre la aplanación central y la aplanación extendida cambiando la forma de la lente de contacto 220.

En algunas formas de realización, la lente de contacto 220 puede incluir un fluido reológico y el actuador 240 puede variar una flexibilidad de la lente de contacto 220 aplicando un campo magnético.

En algunas formas de realización, el actuador 240 puede ser capaz de descender el sistema de soporte de lente 210 hacia el ojo, dando como resultado una variación de la forma de la lente de contacto 220.

Las figuras 8A-B ilustran una forma de realización de la VA-PI 200 que puede incluir un sistema de soporte de lente 210, que puede unirse al extremo distal del sistema de láser quirúrgico oftálmico 100. Esta forma de realización de la VA-PI 200 puede variar la aplanación cambiando la propia lente de contacto 220. El sistema de soporte de lente 210 puede soportar una lente de contacto central 220*c* que puede entrar en contacto con una región central de una superficie del ojo con una aplanación central. El sistema de soporte de lente 210 también puede permitir el cambio de la lente de contacto central 220*c* a una lente de contacto extendida 220*e* y soportar la lente de contacto extendida 220*e* para entrar en contacto con una región extendida de la superficie del ojo, mayor que la región central, con una aplanación extendida.

Además, la VA-PI 200 puede incluir el acoplador ajustable 230 que puede acoplarse a al menos uno del sistema de soporte de lente 210, la lente de contacto central 220*c* y la lente de contacto extendida 220*e*, pudiendo acoplarse el acoplador ajustable 230 a una región no central de la superficie del ojo.

Las figuras 8C-D ilustran que en algunas formas de realización de lente segmentada de la VA-PI 200 la lente de contacto extendida 220*e* puede incluir una lente de contacto anular 220*a*, que puede unirse al sistema de soporte de lente 210 sin la retirada de la lente de contacto central 220*c*. La lente de contacto anular 220*a* puede descenderse sobre la superficie del ojo cuando la cirugía de cataratas procede de una primera fase central a una segunda fase periférica o corneal. O, de manera equivalente, la lente de contacto anular 220*a* puede elevarse desde la superficie del ojo cuando la cirugía de cataratas procede de una primera fase corneal a una segunda fase central.

La figura 9 ilustra que un procedimiento de cirugía oftálmica 300 puede incluir una unión 310 de un sistema de soporte de lente a un extremo distal de un sistema de láser quirúrgico oftálmico; un acoplamiento de un acoplador

ajustable 320 a una región periférica de una superficie del ojo, estando acoplado el acoplador ajustable a al menos uno del sistema de soporte de lente y una lente de contacto; un acoplamiento de la lente de contacto a una región central 330 de la superficie del ojo, teniendo la lente de contacto una aplanación central y estando soportada por el sistema de soporte de lente; permitir 340 un cambio entre la aplanación central y una aplanación extendida por el acoplador ajustable; y un acoplamiento de la lente de contacto a una región extendida 350 de la superficie del ojo mayor que la región central con la aplanación extendida.

El procedimiento 300 puede reducir la deformación y la formación de arrugas del tejido corneal para la fase central de las cirugías de cataratas que implican una fotodisrupción del cristalino y la capsulotomía, evitando así que la densidad de energía disminuya por debajo del umbral de plasma, que el haz láser se dirija erróneamente y que el cristalino se desplace o rote. Por todas estas razones, el uso del procedimiento 300 puede aumentar la precisión y eficiencia de las cirugías de cataratas.

En este caso, el sistema de láser quirúrgico oftálmico puede ser el sistema de láser quirúrgico oftálmico 100 anterior, el sistema de soporte de lente puede ser el sistema de soporte de lente 210 anterior, la lente de contacto la lente de contacto 220 anterior y el acoplador ajustable el acoplador ajustable 230 anterior.

La acción de permitir 340 puede incluir permitir el cambio entre la aplanación central y la aplanación extendida sin soltar el acoplamiento del acoplador ajustable a la región periférica de la superficie del ojo. La acción de permitir 340 también puede incluir permitir el cambio de la aplanación como parte de un procedimiento oftálmico realizado con el sistema de láser quirúrgico oftálmico.

En algunas formas de realización del procedimiento 300, acoplar la lente de contacto a la región central 330 de la superficie del ojo puede incluir permitir que el sistema de láser quirúrgico oftálmico realice un procedimiento láser de cataratas, una capsulotomía, una lisis del cristalino, una fotodisrupción o un corte del cristalino de un cristalino del ojo; y acoplar la lente de contacto a la región extendida 350 de la superficie del ojo puede incluir permitir que el sistema de láser quirúrgico oftálmico forme una incisión de relajación del limbo, una incisión arqueada, un corte de acceso a la cámara anterior, un corte de entrada a la cámara anterior, un corte con colgajo o un procedimiento de refracción de la córnea.

En algunas formas de realización del procedimiento 300, la acción de permitir 340 puede incluir variar al menos una de una posición y una forma de la lente de contacto 220 por el acoplador ajustable 230.

En algunas formas de realización del procedimiento 300 la secuencia de las etapas puede invertirse: la acción de permitir 340 puede incluir permitir un cambio de la aplanación central a la aplanación extendida, o permitir un cambio de la aplanación extendida a la aplanación central.

La figura 10 ilustra que un procedimiento de cirugía oftálmica 400 puede incluir una unión 410 de un sistema de soporte de lente a un extremo distal de un sistema de láser quirúrgico oftálmico; un acoplamiento de un acoplador ajustable 420 a una región periférica de un ojo, estando acoplado el acoplador ajustable a al menos uno del sistema de soporte de lente y una lente de contacto; un acoplamiento de la lente de contacto 430 al ojo con una aplanación; y una variación 440 de la aplanación de la lente de contacto al tiempo que se mantiene el acoplamiento del acoplador ajustable al ojo. Como se comentó anteriormente, los sistemas que permiten soltar este acoplamiento requieren el restablecimiento del acoplamiento lo que puede consumir tiempo y ser poco preciso, posiblemente poniendo en riesgo la eficacia de la cirugía de cataratas oftálmica.

En algunas formas de realización, el acoplamiento del acoplador ajustable 420 puede incluir acoplar el acoplador ajustable a la región periférica del ojo aplicando succión a un anillo de succión del acoplador ajustable; y la variación 440 puede incluir cambiar la succión.

Aunque este documento contiene muchos detalles, no deberán interpretarse como limitaciones del alcance de una invención o de lo que puede reivindicarse, sino más bien como descripciones de características específicas de formas de realización particulares de la invención. Determinadas características que se describen en este documento en el contexto de formas de realización separadas también pueden implementarse en combinación en una única forma de realización. Por el contrario, también pueden implementarse diversas características que se describen en el contexto de una única forma de realización en múltiples formas de realización por separado o en cualquier subcombinación adecuada. Además, aunque las características pueden haberse descrito anteriormente como actuando en determinadas combinaciones e incluso haberse reivindicado inicialmente como tales, en algunos casos una o varias características de una combinación reivindicada pueden eliminarse de la combinación, y la combinación reivindicada puede referirse a una subcombinación o una variación de una subcombinación.

REIVINDICACIONES

1. Una interfaz de paciente con aplanación variable (200), que comprende:
- 5 un sistema de soporte de lente (210), que puede unirse a un extremo distal de un sistema de láser quirúrgico oftálmico;
- una lente de contacto (220), soportada por el sistema de soporte de lente, configurada para entrar en contacto con una superficie del ojo; y
- 10 un acoplador ajustable (230), acoplado a al menos uno del sistema de soporte de lente y la lente de contacto, y que comprende un anillo de succión (231), adaptado para formar un contacto estanco al aire con una superficie del ojo, y,
- 15 estando configurado el acoplador ajustable:
- para acoplarse a una región no central de la superficie del ojo,
- para adaptarse a la lente de contacto para entrar en contacto con una región central de la superficie del ojo con una aplanación central, junto con una aplicación de una primera succión al anillo de succión,
- 20 para adaptarse a la lente de contacto para entrar en contacto con una región extendida de la superficie del ojo mayor que la región central con una aplanación extendida junto con una aplicación de una segunda succión al anillo de succión y
- 25 para permitir un cambio entre la aplanación central y la aplanación extendida,
- en la que la lente de contacto (220) que entra en contacto con la región central de la superficie del ojo permite que el sistema de láser quirúrgico oftálmico realice al menos uno de
- 30 un procedimiento láser de cataratas, una capsulotomía, una lisis del cristalino, una fotodisrupción y un corte del cristalino de un cristalino del ojo; y
- la lente de contacto (220) que entra en contacto con la región extendida de la superficie del ojo permite que el sistema de láser quirúrgico oftálmico forme al menos uno de
- 35 una incisión de relajación del limbo, una incisión arqueada, un corte de acceso a la cámara anterior, un corte de entrada a la cámara anterior, un corte con colgajo y un procedimiento de refracción de la córnea.
- 40 2. La interfaz de paciente con aplanación variable según la reivindicación 1, en la que:
- el acoplador ajustable (230) está configurado para permitir el cambio entre la aplanación central y la aplanación extendida de la lente de contacto sin soltar el acoplamiento a la región no central de la superficie del ojo.
- 45 3. La interfaz de paciente con aplanación variable según la reivindicación 1, en la que el acoplador ajustable (230) que está configurado para permitir un cambio entre la aplanación central y la aplanación extendida está configurado para permitir al menos uno de
- 50 un cambio de la aplanación central a la aplanación extendida y
- un cambio de la aplanación extendida a la aplanación central.
4. La interfaz de paciente con aplanación variable según la reivindicación 1, en la que:
- 55 el acoplador ajustable (230) está integrado en el sistema de soporte de lente (210).
5. La interfaz de paciente con aplanación variable según la reivindicación 1, comprendiendo el acoplador ajustable (230):
- 60 un anillo de succión (231), configurado para formar un contacto estanco al aire con la superficie del ojo; y
- una manguera de vacío (232), para conectar una bomba de succión con una cámara de acoplamiento, formada por la lente de contacto, el anillo de succión y la superficie del ojo, en la que
- 65 el anillo de succión (231) comprende al menos uno de un anillo, un faldón, un cono y una estructura estanca al aire.

6. La interfaz de paciente con aplanación variable según la reivindicación 1, en la que:

un radio de la región central está en el intervalo de 2-5 mm; y

5 un radio de la región extendida está en el intervalo de 4-9 mm.

7. La interfaz de paciente con aplanación variable según la reivindicación 1, en la que:

10 el acoplador ajustable (230) que está configurado para adaptarse a la lente de contacto (220) con la aplanación central está configurado además para:

posicionar la lente de contacto en una primera posición de lente;

15 adaptarse a la lente de contacto con la aplanación extendida que comprende el acoplador ajustable que está configurado para posicionar la lente de contacto en una segunda posición de lente, y

permitir un cambio entre la aplanación central y permitir un reposicionamiento de la lente de contacto entre la primera posición de lente y la segunda posición de lente.

20 8. La interfaz con aplanación variable según la reivindicación 7, en la que:

el sistema de láser quirúrgico oftálmico comprende

25 un actuador (240), acoplado a al menos uno del sistema de soporte de lente, la lente de contacto y el acoplador ajustable, y que comprende al menos uno de un sistema mecánico, basado en fricción, cargado por resorte, a base de adhesivo, neumático, químico, térmico, magnético, eléctrico y electromagnético, en la que

30 el actuador (240) está configurado para accionar el acoplador ajustable para permitir el cambio entre la aplanación central y la aplanación extendida reposicionando la lente de contacto.

9. La interfaz de paciente con aplanación variable según la reivindicación 7, que comprende:

un conector flexible, configurado

35 para conectar el acoplador ajustable (230) al sistema de soporte de lente (210),

para asumir una primera configuración de conector para posicionar la lente de contacto en la primera posición de lente,

40 para asumir una segunda configuración de conector para posicionar la lente de contacto en la segunda posición de lente, y

para poder cambiar la configuración entre la primera configuración de conector y la segunda configuración de conector.

45

10. La interfaz de paciente con aplanación variable según la reivindicación 7, en la que:

el sistema de soporte de lente y el acoplador ajustable son elementos separables; y

50 la interfaz de paciente con aplanación variable comprende un mecanismo de posicionamiento que está configurado

para adaptarse al sistema de soporte de lente y el acoplador ajustable para asumir una primera posición relativa para posicionar la lente de contacto en la primera posición de lente,

55 para adaptarse al sistema de soporte de lente y el acoplador ajustable para asumir una segunda posición relativa para posicionar la lente de contacto en la segunda posición de lente, y

para permitir que el sistema de soporte de lente y el acoplador ajustable cambien entre la primera posición relativa y la segunda posición relativa.

60

11. La interfaz de paciente con aplanación variable según la reivindicación 10, en la que:

el acoplador ajustable (230) comprende un cilindro hueco que puede encajar de manera deslizante con un cilindro hueco del sistema de soporte de lente; y

65

el mecanismo de posicionamiento está configurado para bloquear el cilindro del sistema de soporte de lente con respecto al cilindro del acoplador ajustable.

12. La interfaz de paciente con aplanación variable según la reivindicación 1, en la que:

el acoplador ajustable (230) comprende

un anillo de succión interno, que define una cámara de acoplamiento interna acoplada a una manguera de vacío interna, y

un anillo de succión externo, que define una cámara de acoplamiento externa, acoplada a una manguera de vacío externa, en la que

las mangueras de vacío interna y externa pueden acoplar las cámaras de acoplamiento interna y externa correspondientes a una o varias bombas de vacío.

13. La interfaz de paciente con aplanación variable según la reivindicación 12, en la que:

la interfaz de paciente con aplanación variable (200) está configurada para permitir que la lente de contacto entre en contacto con la región central de la superficie del ojo cuando se aplica una primera succión a la cámara de acoplamiento externa a través de la manguera de vacío externa; y

la interfaz de paciente con aplanación variable (200) está configurada para permitir que la lente de contacto entre en contacto con la región extendida de la superficie del ojo cuando se aplica una segunda succión a la cámara de acoplamiento interna a través de la manguera de vacío interna.

14. La interfaz de paciente con aplanación variable según la reivindicación 1, en la que:

el acoplador ajustable que está configurado para adaptarse a la lente de contacto con la aplanación central comprende el acoplador ajustable que está configurado para adaptarse a una forma de la lente de contacto para asumir una primera forma de lente;

el acoplador ajustable (230) que está configurado para adaptarse a la lente de contacto con la aplanación extendida comprende el acoplador ajustable que está configurado para adaptarse a la forma de la lente de contacto para asumir una segunda forma de lente; y

el acoplador ajustable (230) que está configurado para permitir un cambio entre la aplanación central y la aplanación extendida comprende el acoplador ajustable que está configurado para permitir que la forma de la lente de contacto cambie entre la primera forma de lente y la segunda forma de lente.

15. La interfaz con aplanación variable según la reivindicación 14, en la que:

el sistema de láser quirúrgico oftálmico comprende

un actuador (240), acoplado a al menos uno del sistema de soporte de lente, la lente de contacto y el acoplador ajustable, y que comprende al menos uno de un sistema mecánico, basado en fricción, cargado por resorte, a base de adhesivo, neumático, químico, térmico, magnético, eléctrico y electromagnético, en la que

el actuador (240) está configurado para accionar el acoplador ajustable para permitir el cambio entre la aplanación central y la aplanación extendida cambiando la forma de la lente de contacto.

16. La interfaz de paciente con aplanación variable según la reivindicación 15, en la que:

el actuador (240) comprende una bomba de succión, configurada para variar la forma de la lente de contacto aumentando una succión aplicada al acoplador ajustable, en la que

la lente de contacto comprende un material que puede cambiar su forma.

17. La interfaz de paciente con aplanación variable según la reivindicación 15, en la que:

la lente de contacto comprende un fluido reológico, y

el actuador (240) está configurado para variar una flexibilidad de la lente de contacto aplicando un campo magnético.

18. La interfaz de paciente con aplanación variable según la reivindicación 15, en la que:

el actuador (240) está configurado para descender el sistema de soporte de lente hacia el ojo, dando como resultado una variación de la forma de la lente de contacto.

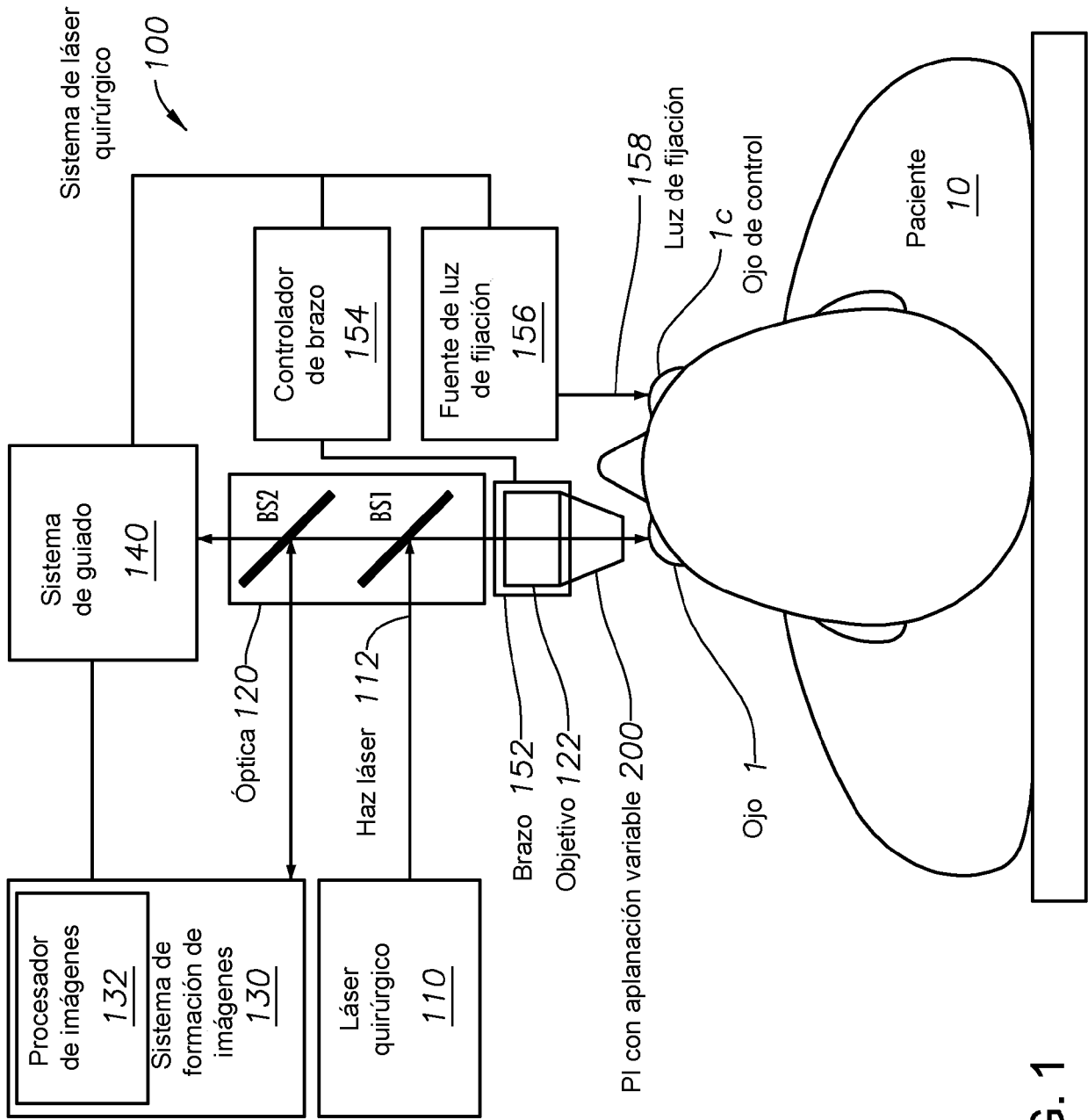


FIG. 1

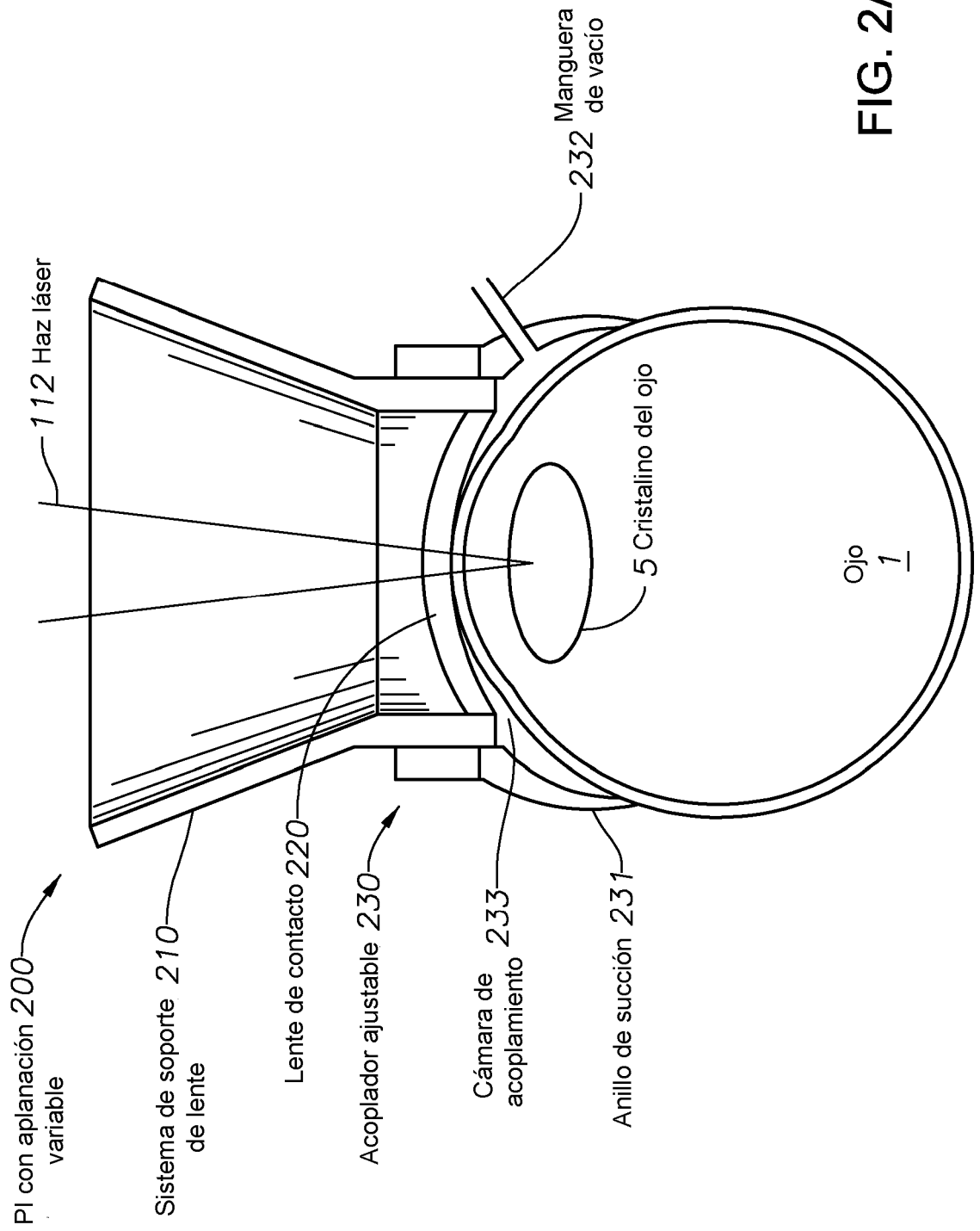


FIG. 2A

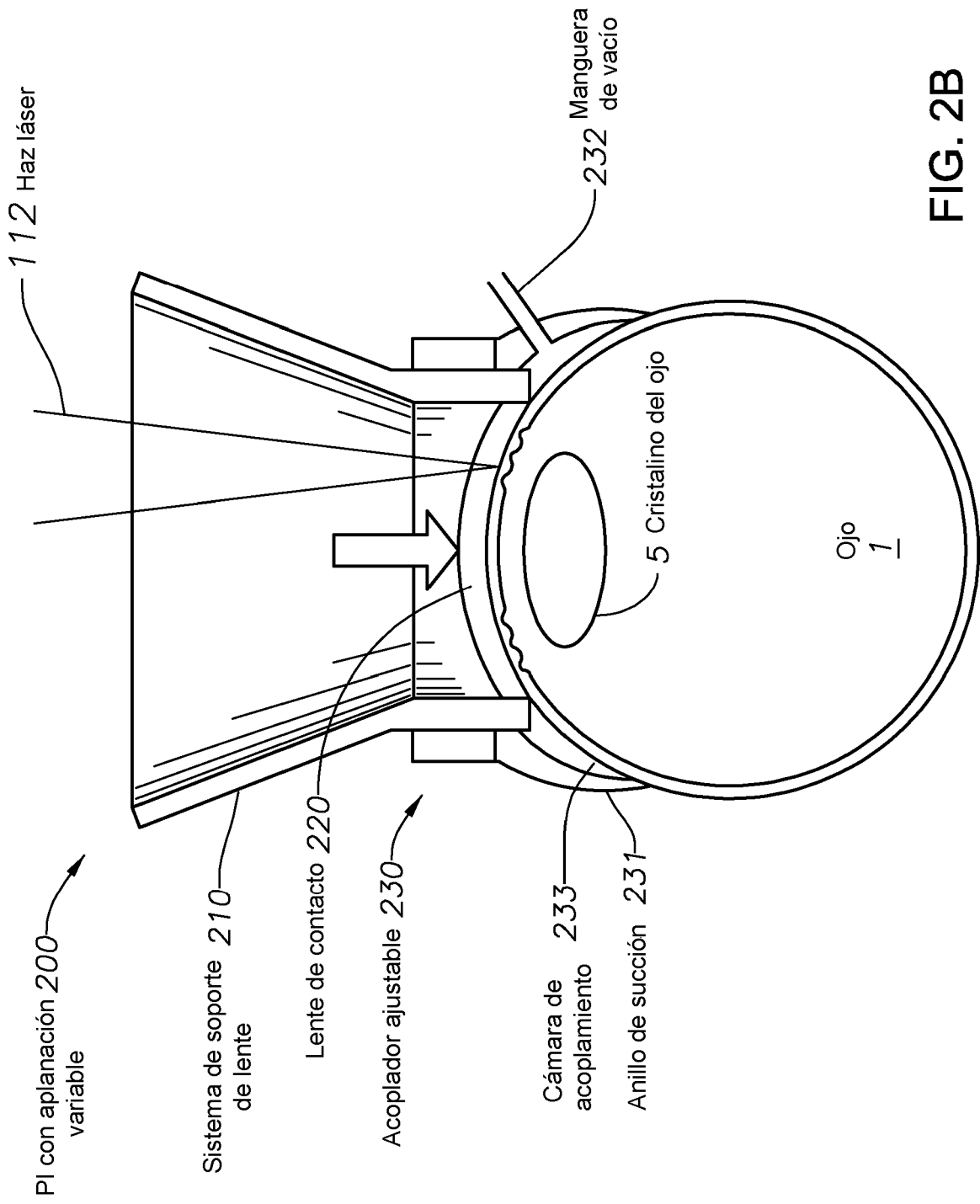


FIG. 2B

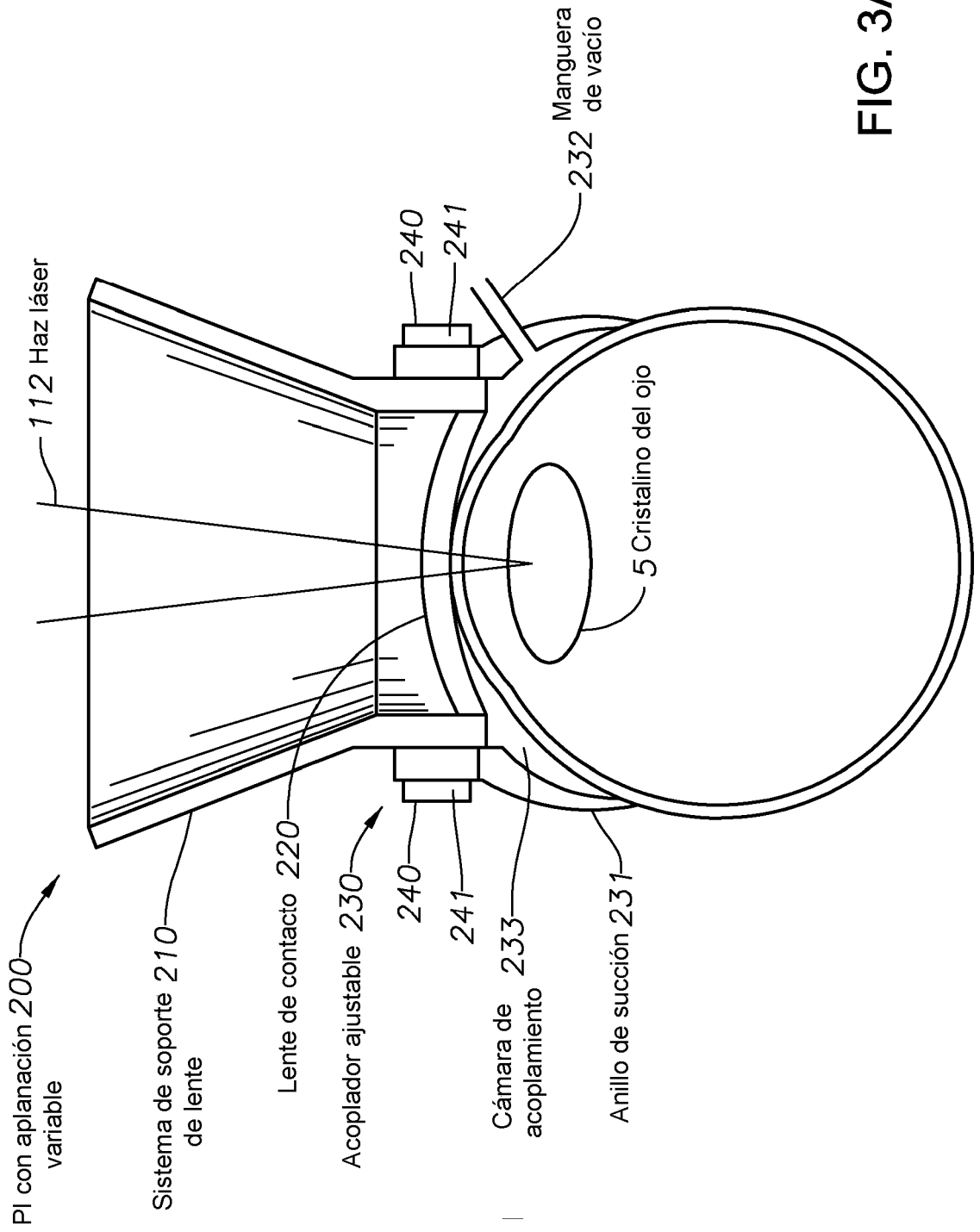
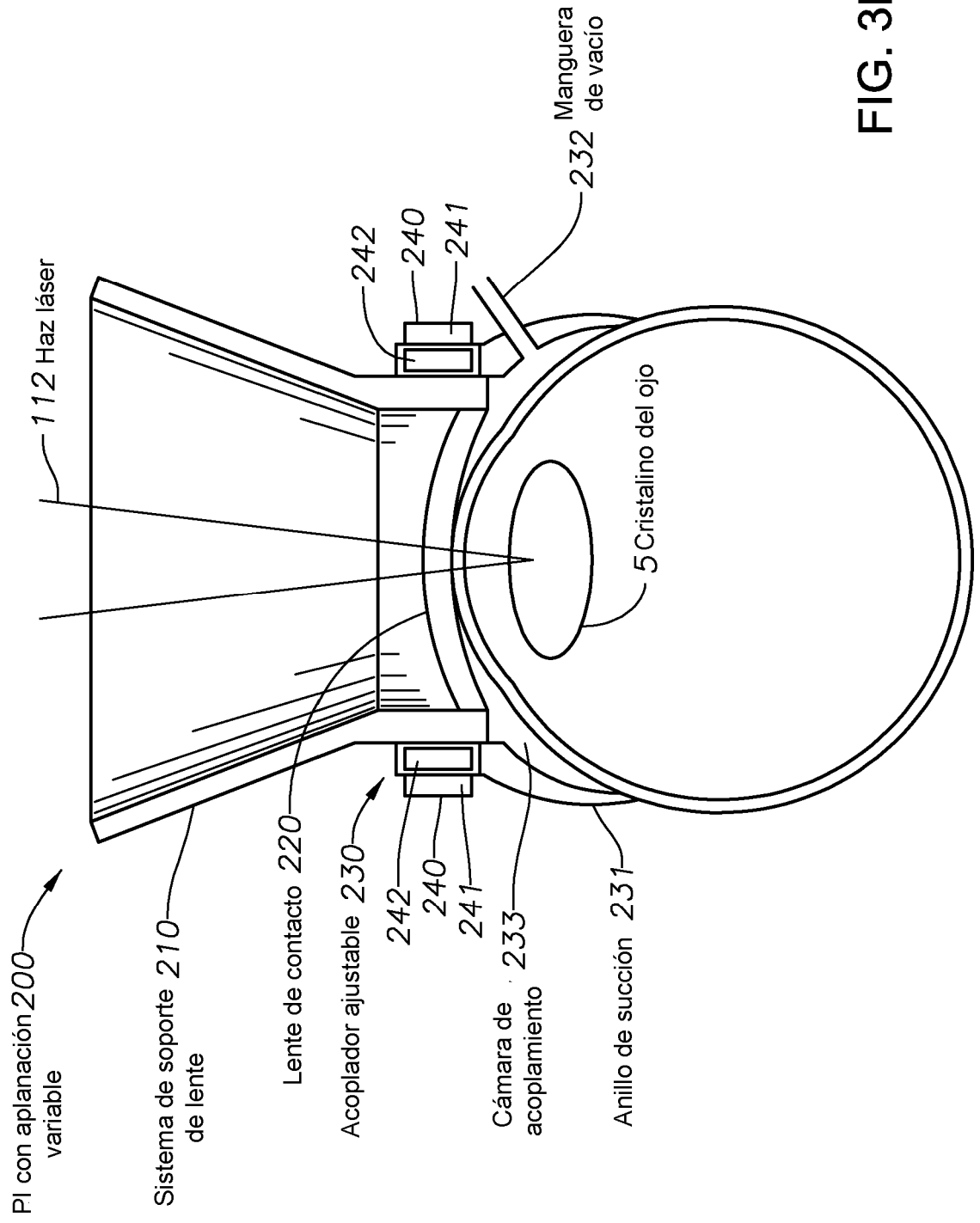


FIG. 3A



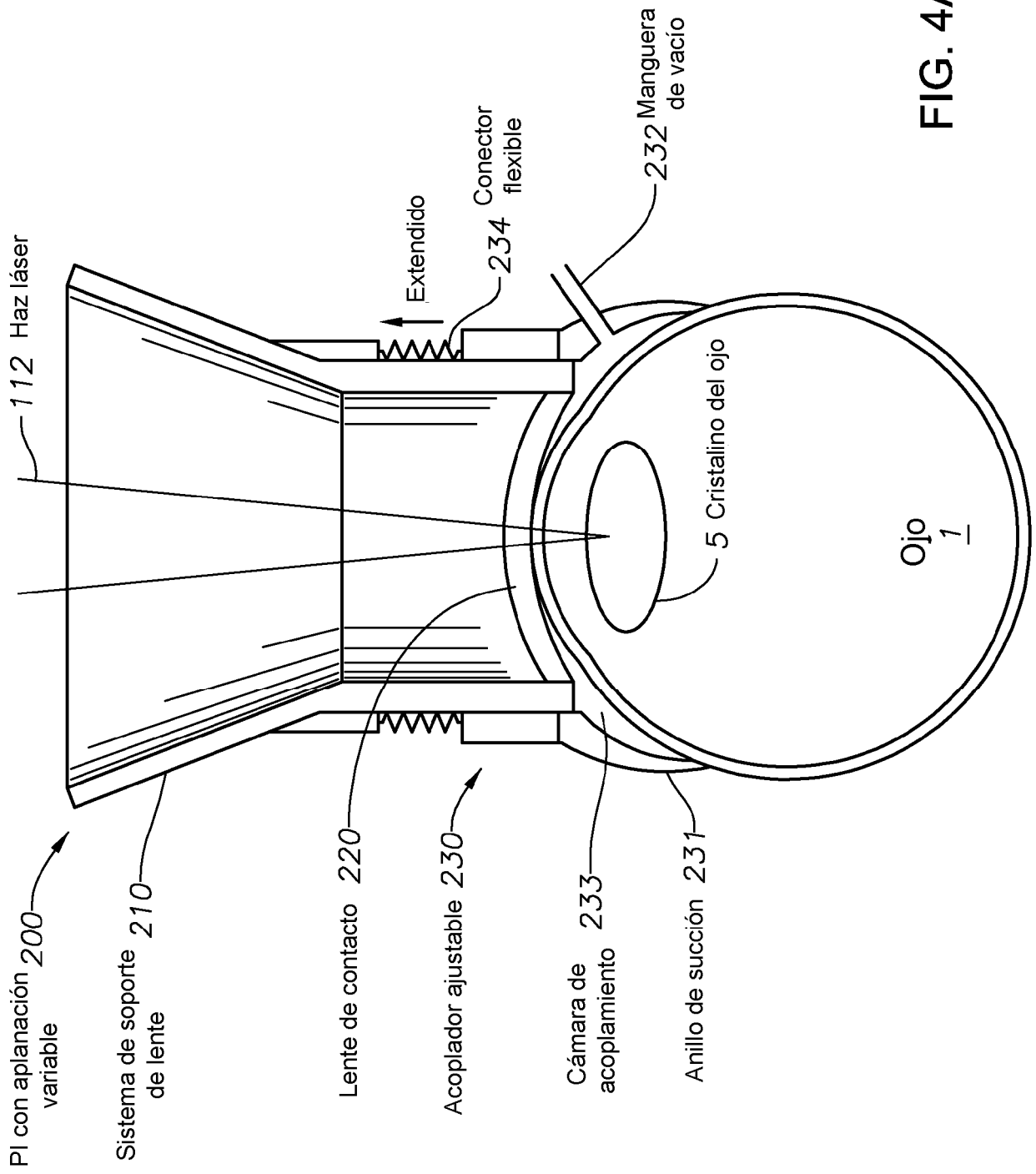


FIG. 4A

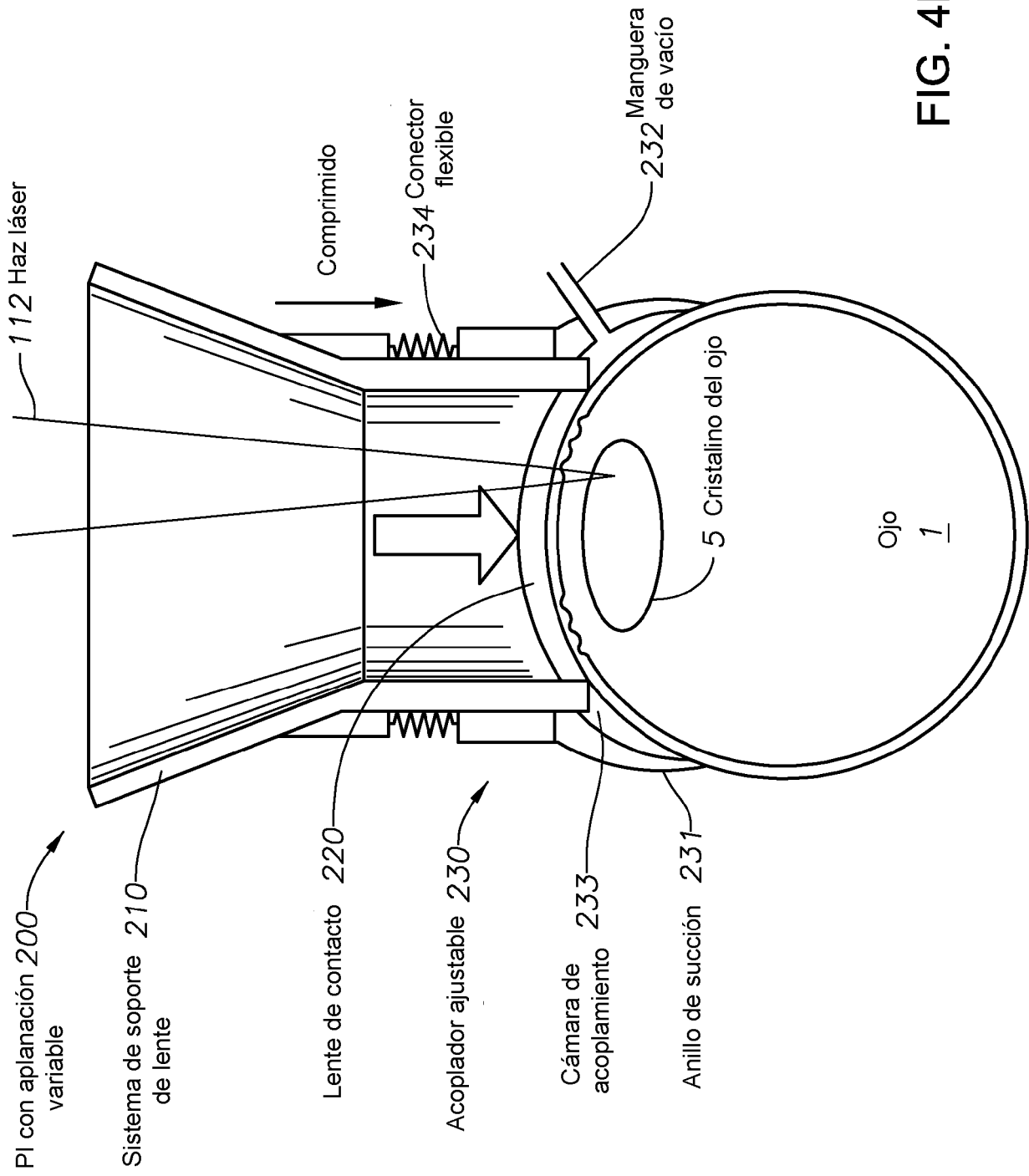
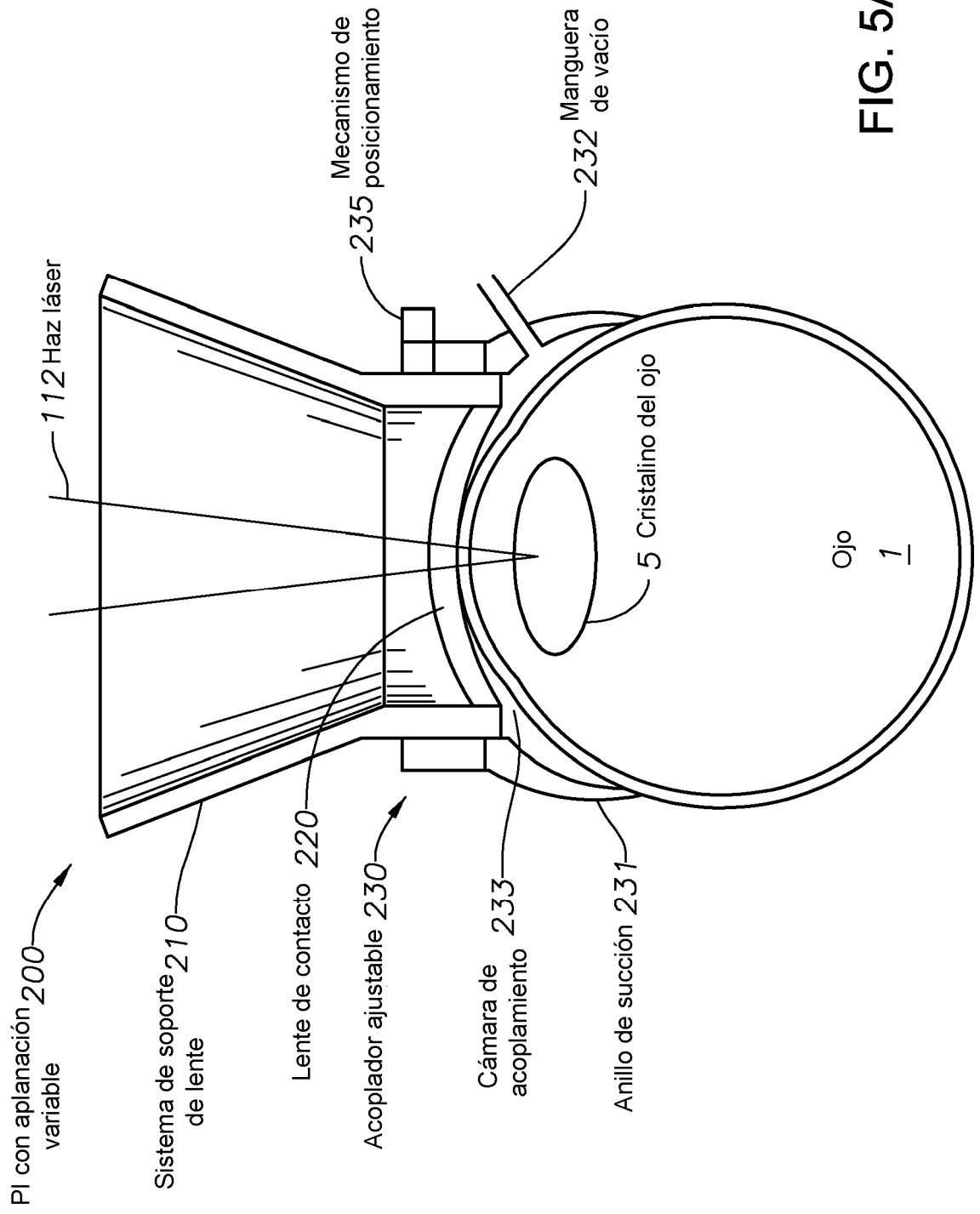


FIG. 4B



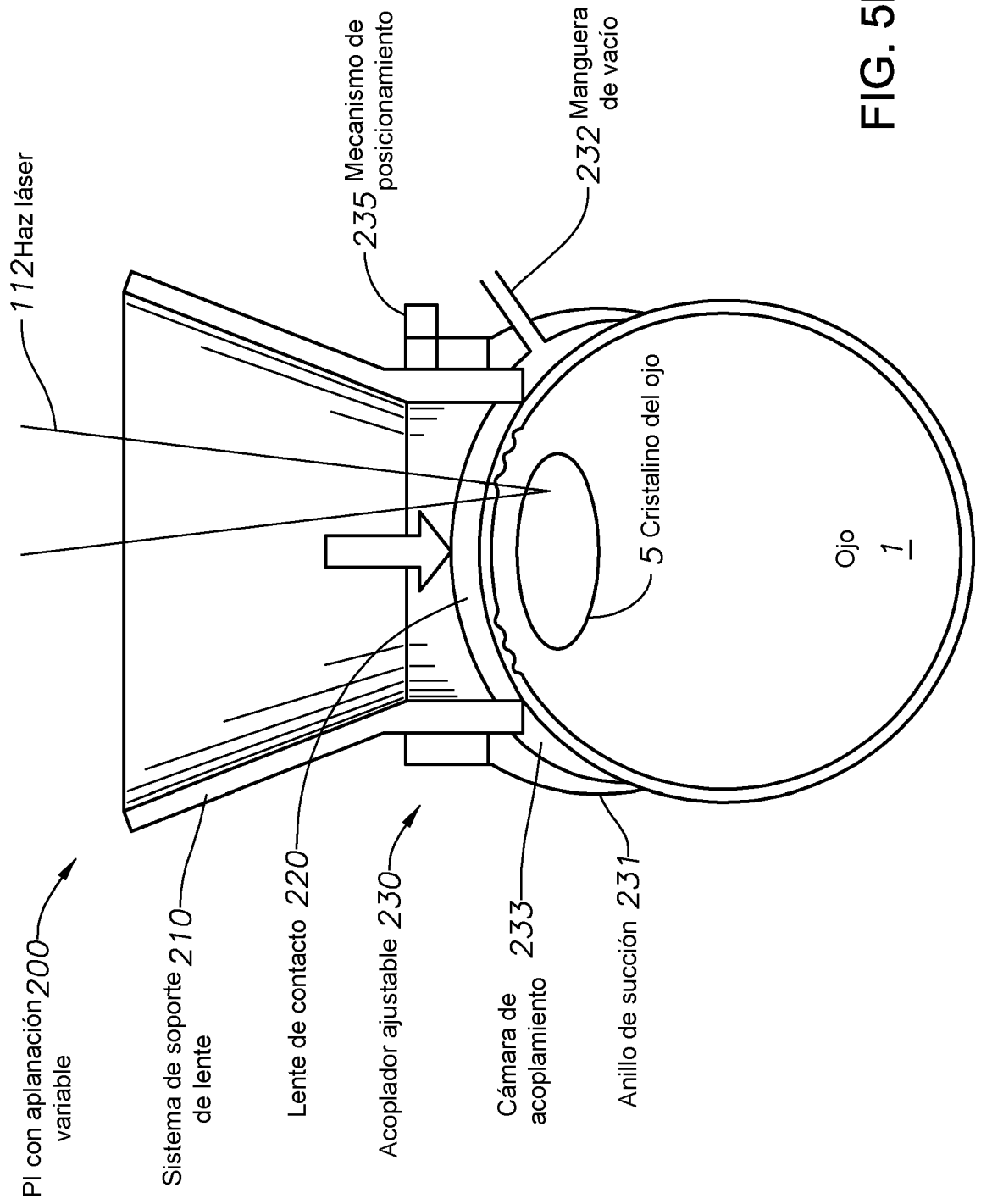


FIG. 5B

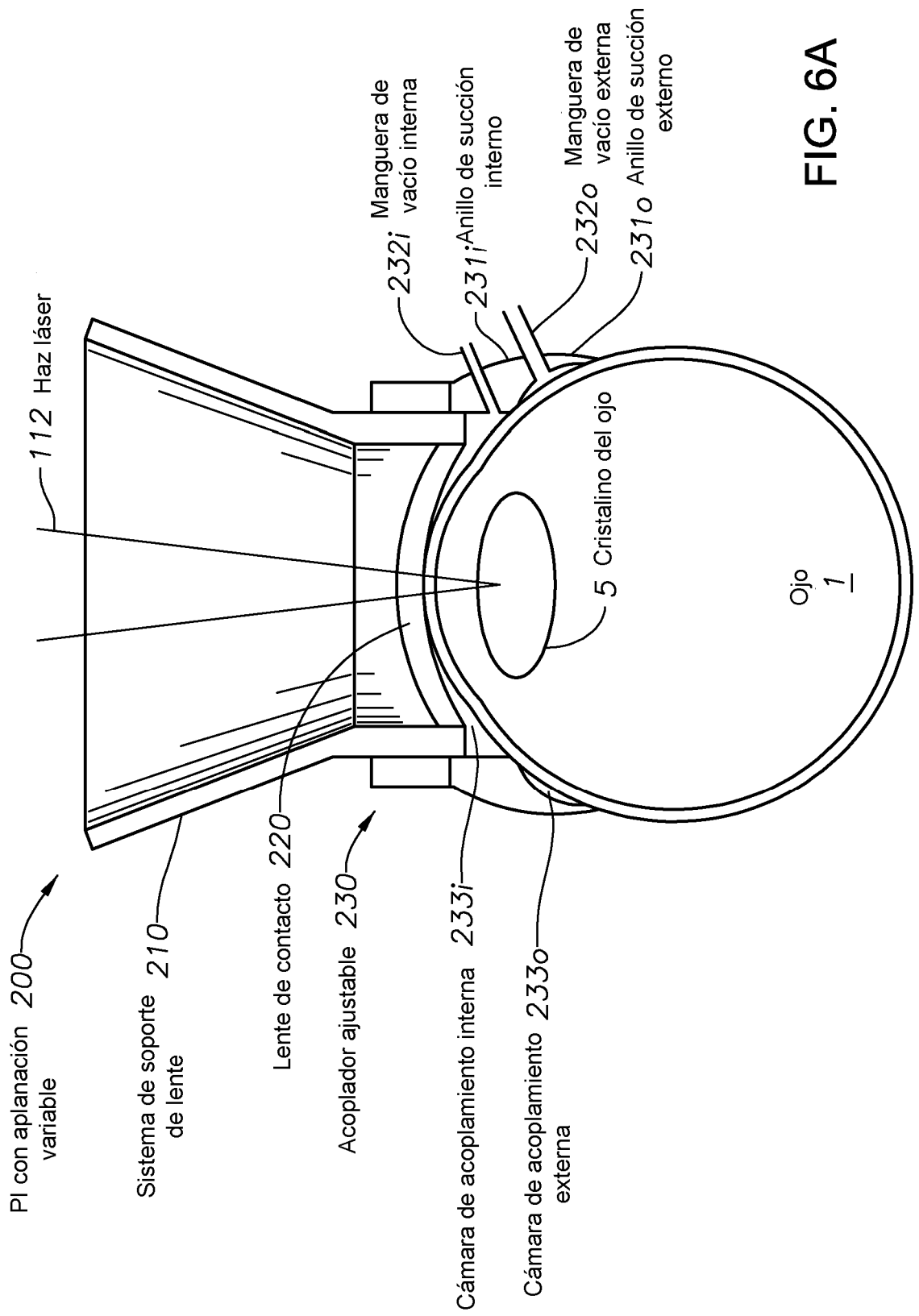


FIG. 6A

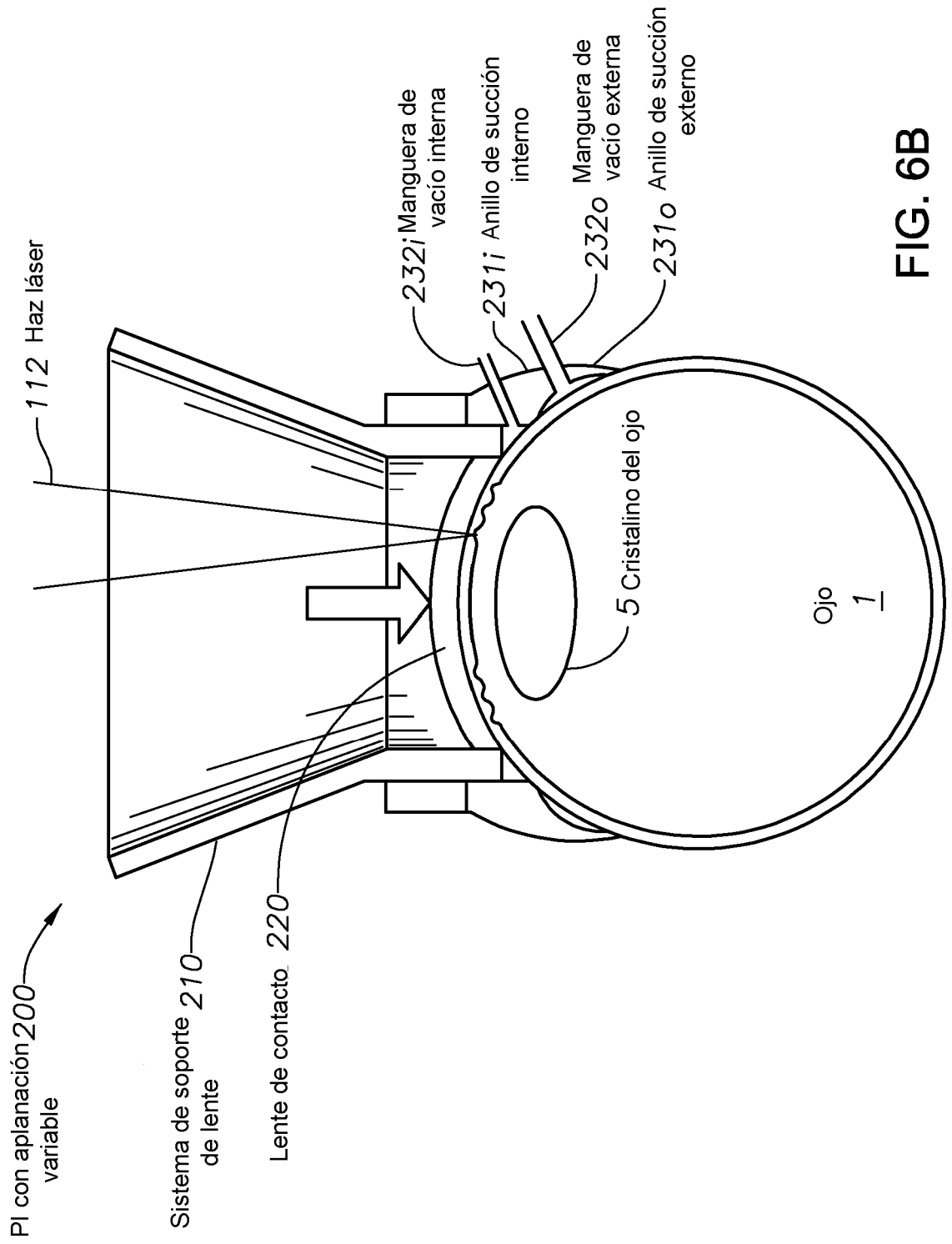


FIG. 6B

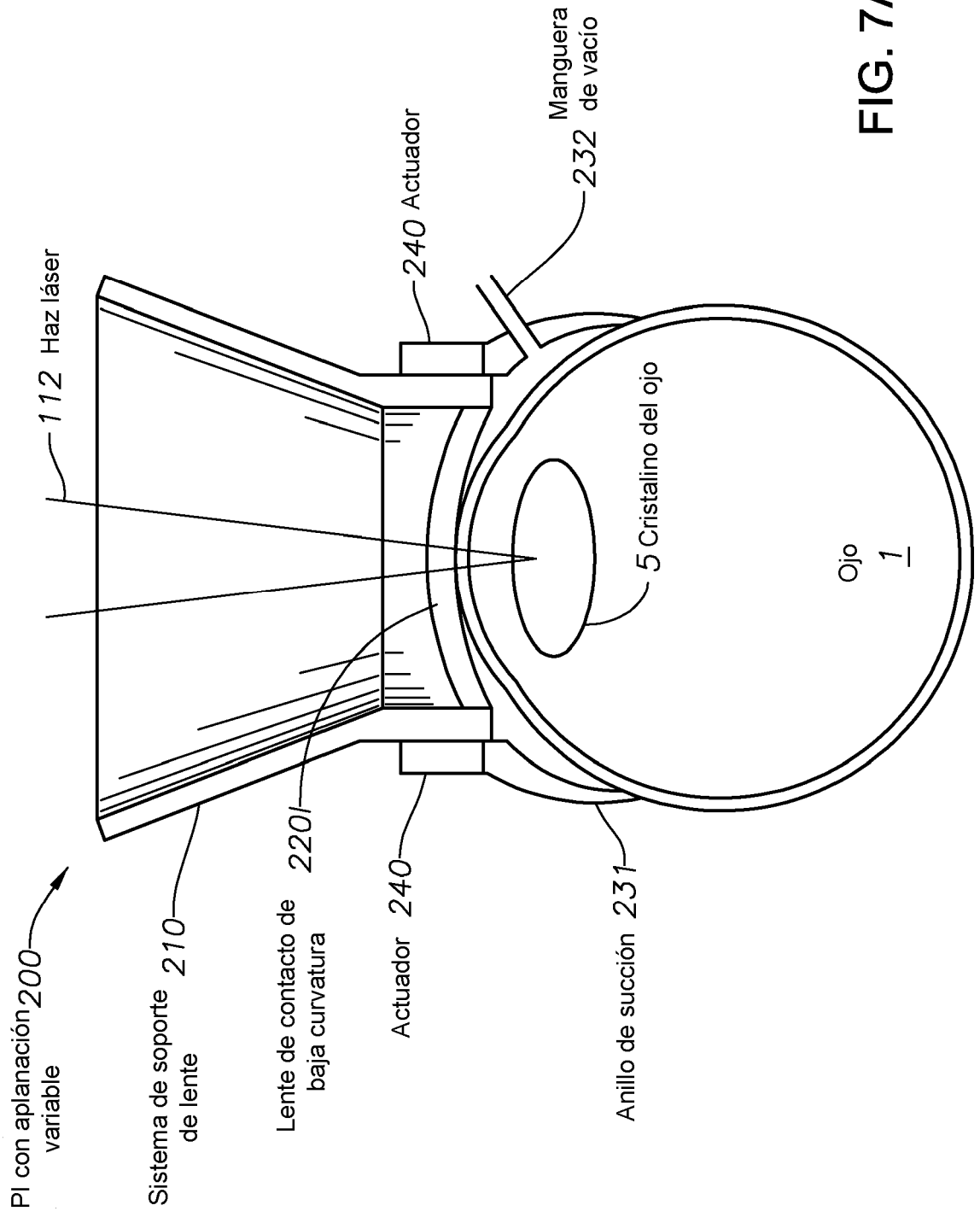


FIG. 7A

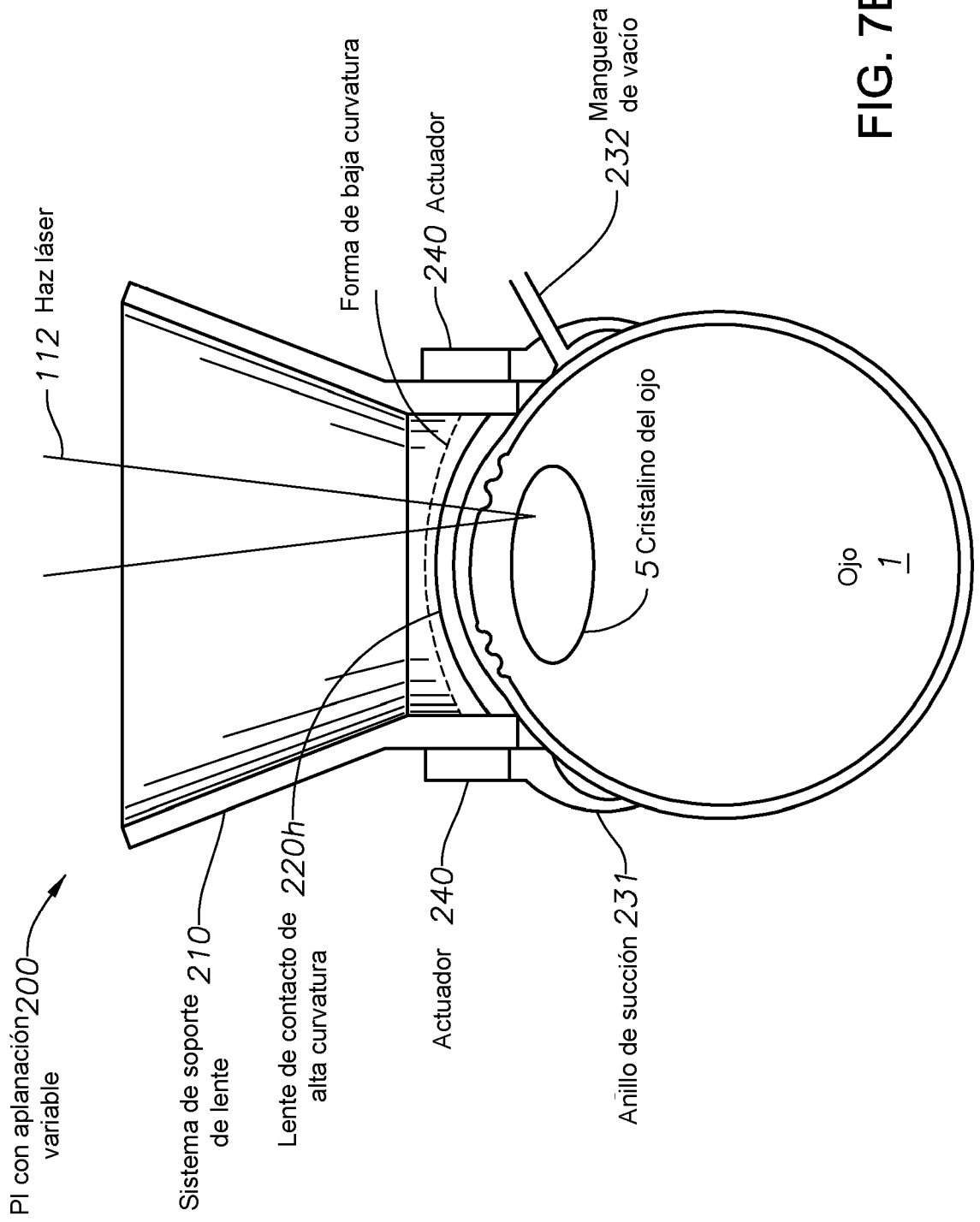


FIG. 7B

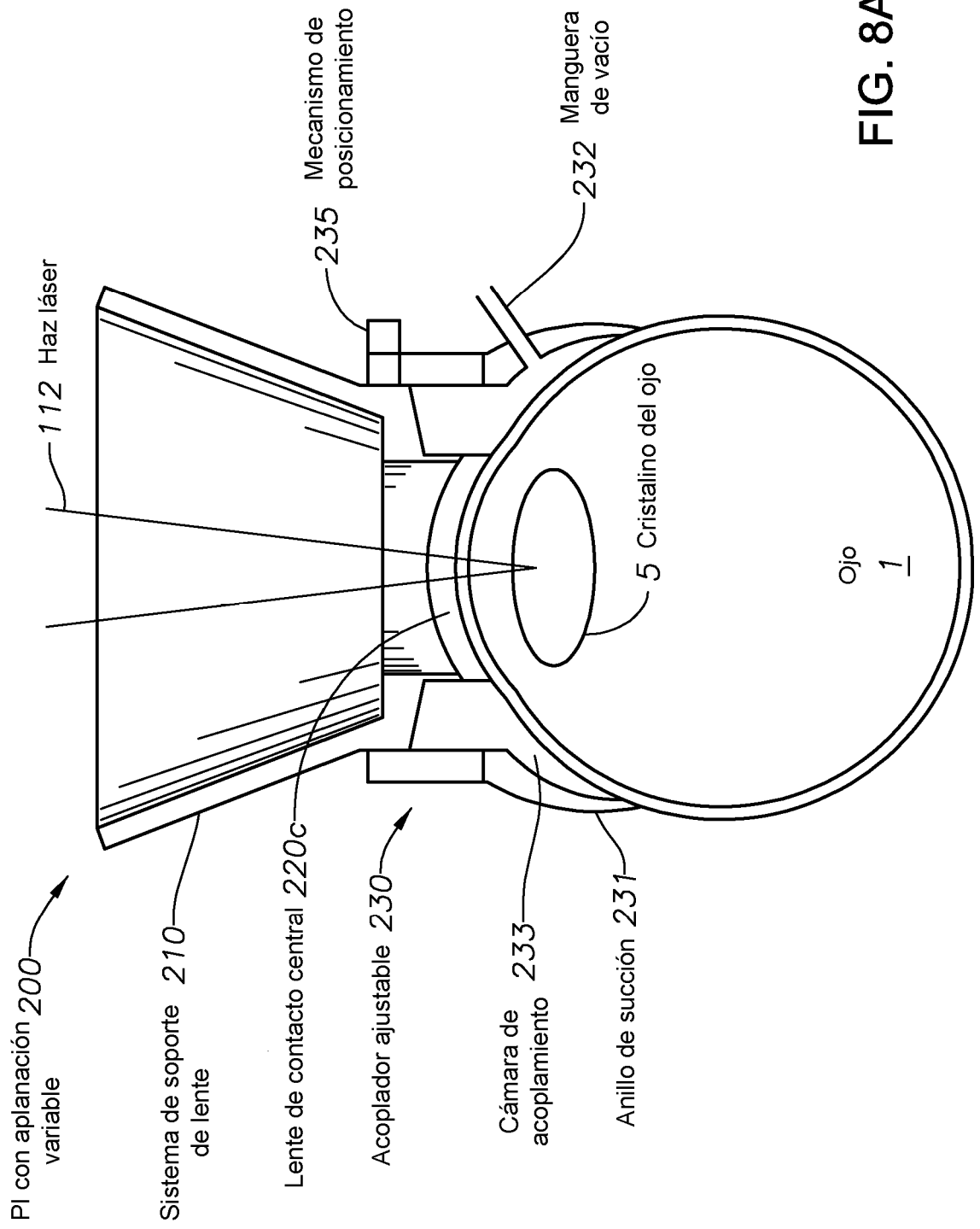


FIG. 8A

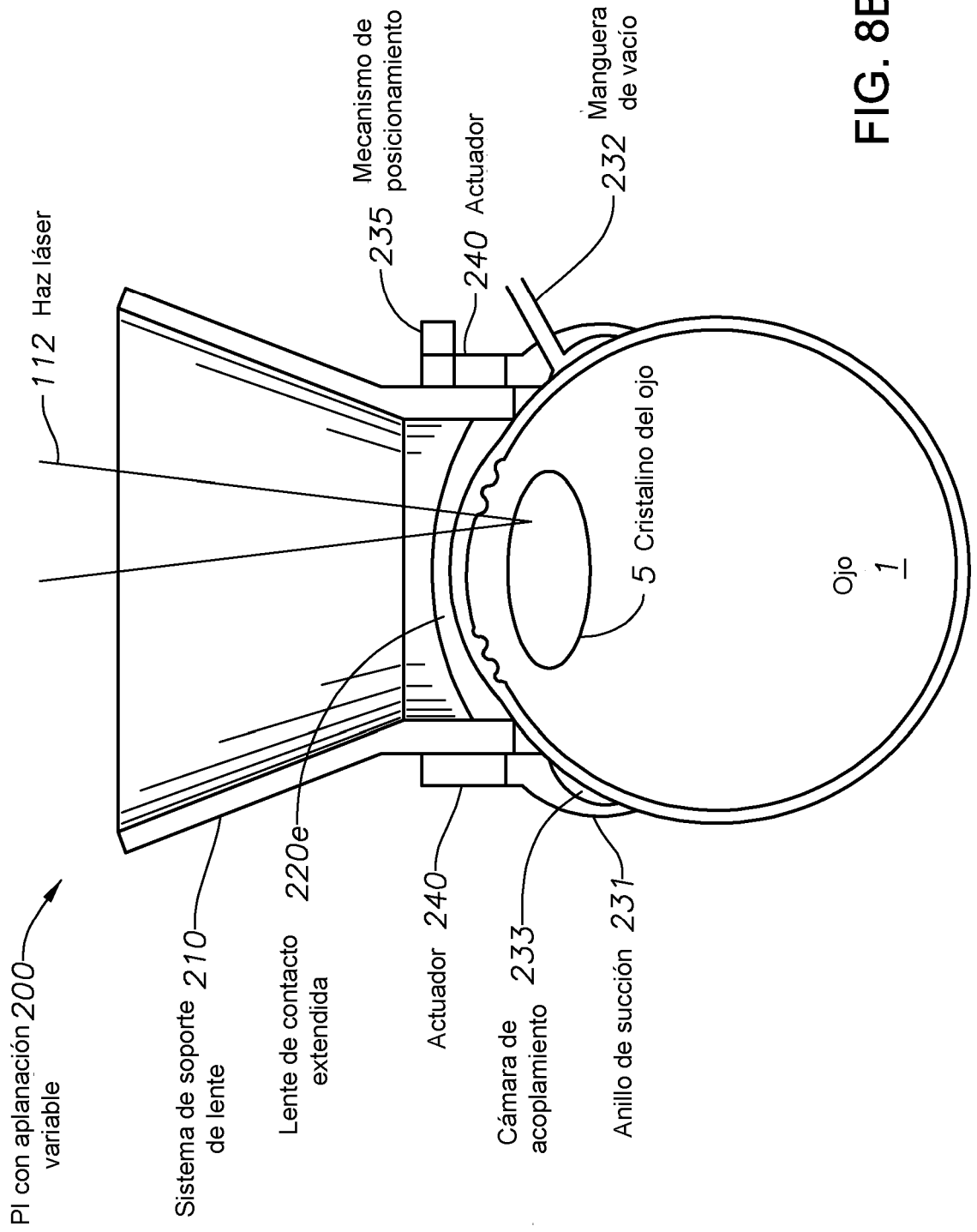


FIG. 8B

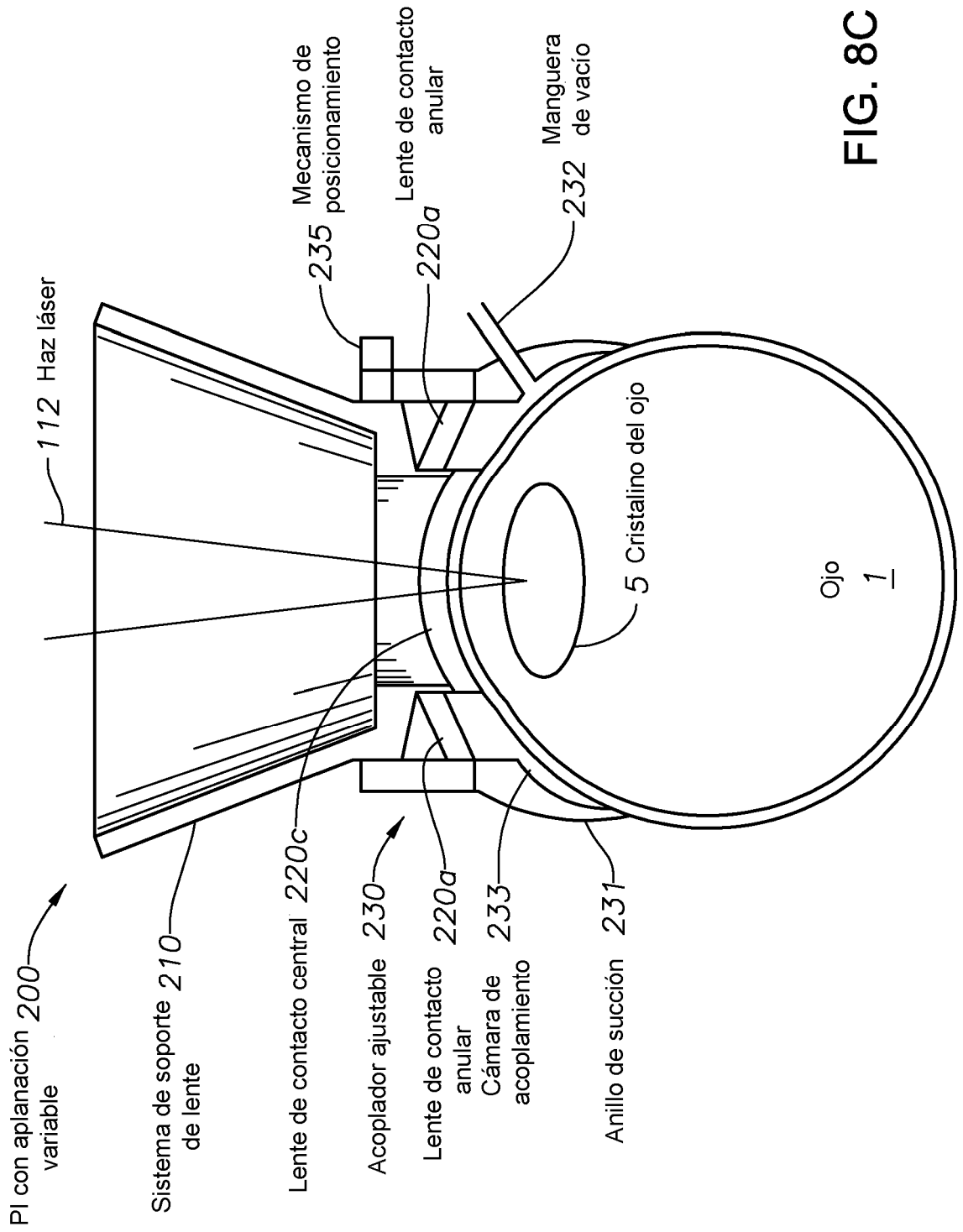


FIG. 8C

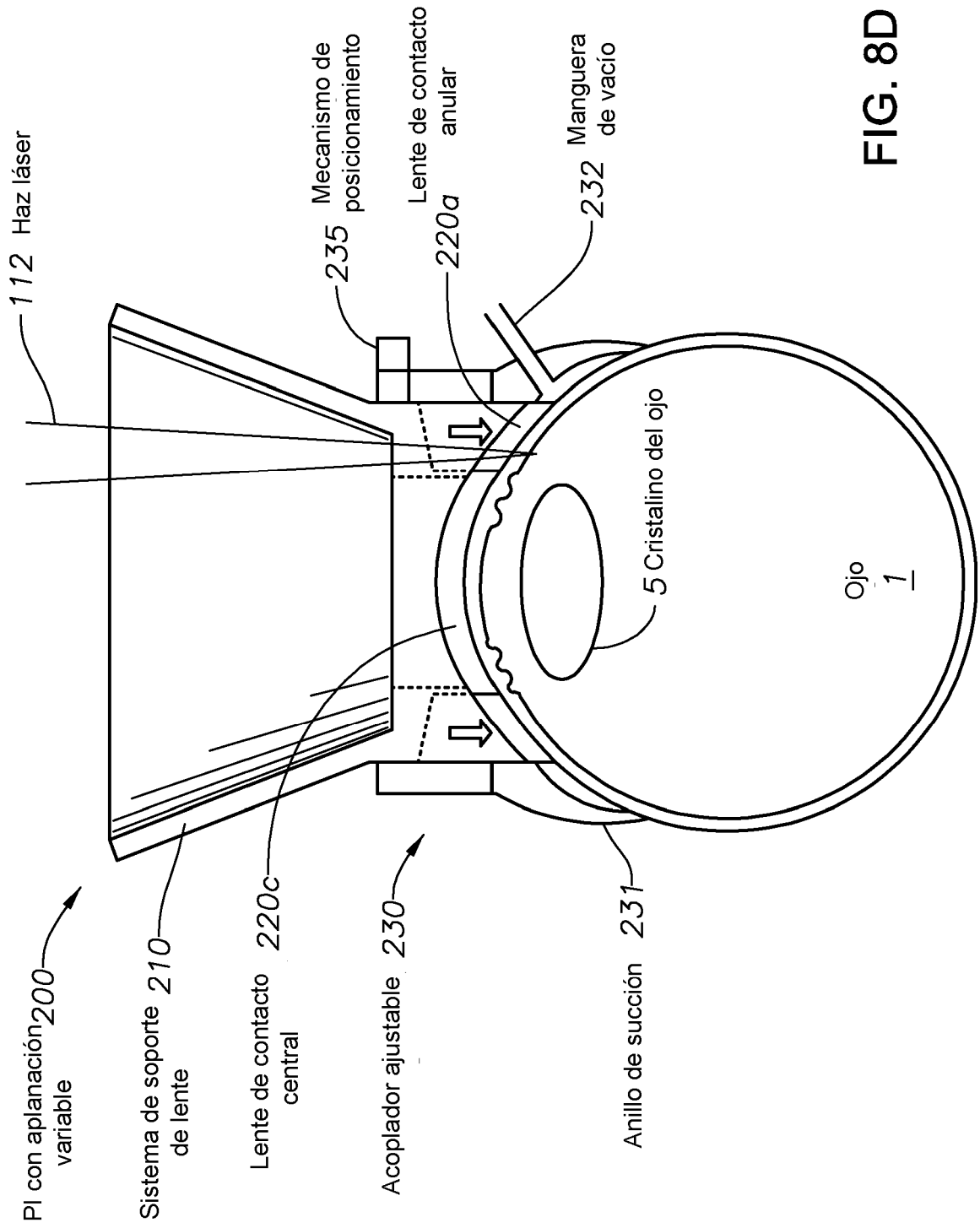


FIG. 8D

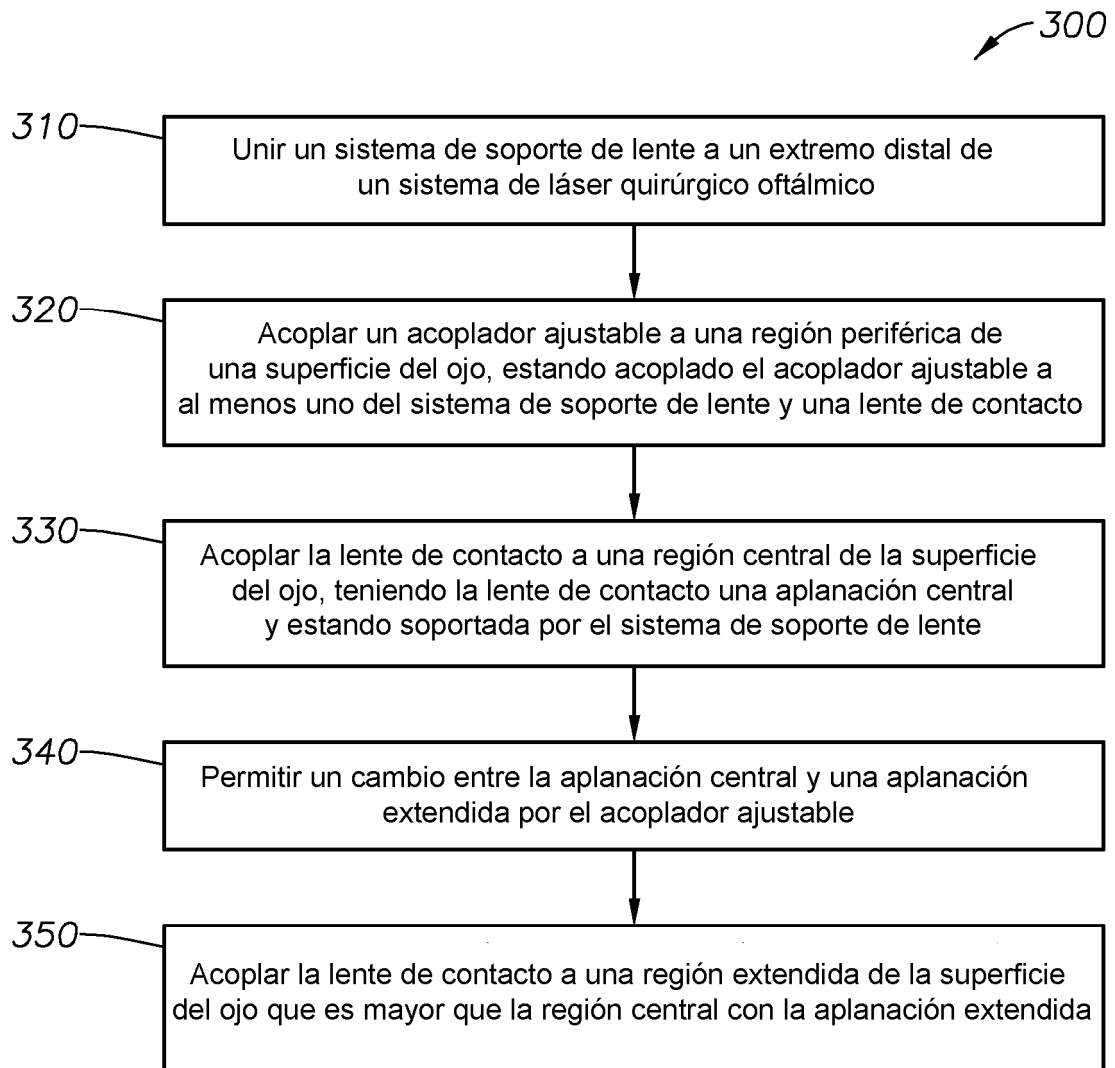


FIG. 9

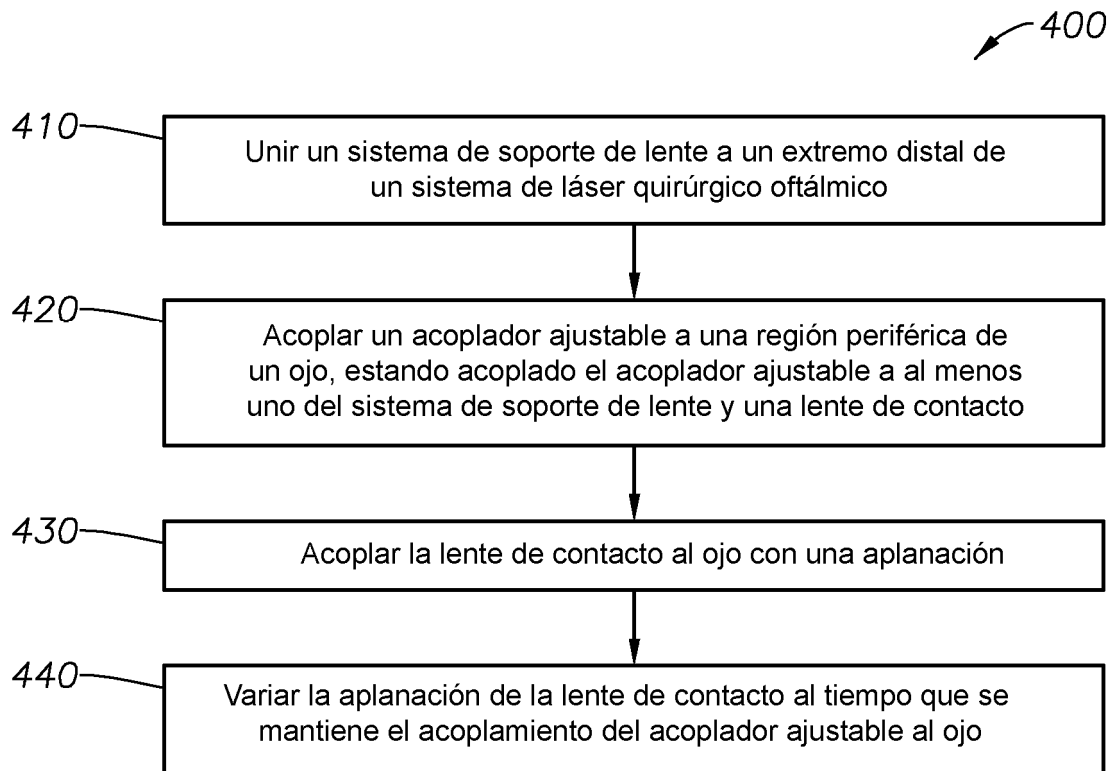


FIG. 10