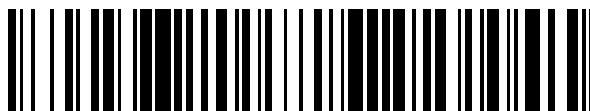


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 536 085**

51 Int. Cl.:

A61F 9/007 (2006.01)

B65D 75/22 (2006.01)

A61B 3/00 (2006.01)

A61F 9/009 (2006.01)

A45C 11/00 (2006.01)

A61B 3/125 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **24.10.2011 E 11836915 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.04.2015 EP 2613688**

54 Título: **Lente de contacto quirúrgica oftalmoscópica**

30 Prioridad:

26.10.2010 US 406846 P

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

20.05.2015

73 Titular/es:

**ALCON RESEARCH, LTD (100.0%)
Mail Code TB4-8, 6201 South Freeway
Fort Worth, Texas 76134, US**

72 Inventor/es:

ABT, NIELS A.

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 536 085 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

Lente de contacto quirúrgica oftalmoscópica.

5 Referencia cruzada a solicitudes relacionadas

La presente solicitud reivindica el derecho de prioridad de la solicitud de patente provisional US Ser. nº 61/406.846, titulada "Lente de contacto oftalmoscópica", presentada el 26 de octubre de 2010.

10 Antecedentes

La presente revelación se refiere a una lente de contacto autorretenible para la observación y el tratamiento quirúrgico del vítreo o la retina del ojo y, más particularmente, para uso en cirugía vitreorretinal.

15 Anatómicamente, el ojo está dividido en dos partes distintas, el segmento anterior y el segmento posterior. El segmento anterior incluye el cristalino y se extiende desde la capa más exterior de la córnea (el epitelio corneal) hasta la parte posterior de la cápsula del cristalino. El segmento posterior, que es mucho más grande que el segmento anterior, incluye la parte del ojo situada detrás de la cápsula del cristalino. El segmento posterior se extiende desde la cara hialoide anterior hasta la retina, con la que la cara hialoide posterior del cuerpo vítreo está en contacto directo, y, además, hasta la coroides y la esclerótica posterior.

25 El segmento posterior incluye el cuerpo vítreo, que es una sustancia transparente, incolora y similar a gel. El cuerpo vítreo proporciona al ojo su configuración y forma globular, y constituye aproximadamente dos tercero del volumen total del ojo. Está compuesto de 99% de agua y 1% de colágeno e hialuronato de sodio. El límite anterior del cuerpo vítreo es la cara hialoide anterior, que hace contacto con la cápsula posterior del cristalino, y el límite posterior del cuerpo vítreo es la cara hialoide posterior, que está en contacto con la retina. El cuerpo vítreo, a diferencia del humor acuoso en la cámara anterior, no es de flujo libre y tiene sitios de fijación anatómicos normales. Estos sitios incluyen la cabeza del nervio óptico, la mácula lútea, la arcada vascular y la base vítrea, que es una banda de 3-4 mm de ancho que cubre la ora serrata. Las funciones principales del cuerpo vítreo son mantener la retina en su sitio, conservar la integridad y la forma del globo, absorber choques debidos al movimiento y dar soporte al aspecto posterior del cristalino.

35 En contraste con el humor acuoso, el cuerpo vítreo no es sustituido continuamente y llega a ser más fluido con la edad a través de un proceso conocido como sinéresis. La sinéresis da como resultado una contracción del cuerpo vítreo, que puede ejercer presión o tracción sobre sus sitios de fijación normales. Si se aplica suficiente tracción, el cuerpo vítreo puede desprenderse de su fijación retinal y crear un desgarro o agujero retinal que puede necesitar reparación quirúrgica.

40 Se utilizan intervenciones quirúrgicas vitreorretinales para tratar muchas condiciones serias del segmento posterior, incluyendo degeneración macular relacionada con la edad (AMD), retinopatía diabética y hemorragia vítrea diabética, agujeros maculares, desprendimiento retinal, membrana epirretinal, retinitis por citomegalovirus (CMV) y muchas otras condiciones oftálmicas. Cuando se realiza la cirugía del segmento posterior del ojo, como en cirugía vitreorretinal, es típicamente necesario ver la anatomía del ojo con un microscopio de operación y una lente oftalmoscópica diseñada para proporcionar una imagen clara del segmento posterior. En general, un microscopio de operación estándar es capaz de ver las estructuras del segmento anterior del ojo y la parte anterior del segmento posterior del ojo, pero no puede ver adecuadamente el segmento posterior completo del ojo debido a que la óptica natural del ojo (es decir, la córnea y el cristalino) impide que el microscopio de funcionamiento se enfoque sobre algunas estructuras del segmento posterior del ojo (por ejemplo, la retina). Por tanto, a fin de enfocar el microscopio de funcionamiento sobre estructuras tales como la retina, una lente de oftalmoscopia con propiedades ópticas adecuadas puede posicionarse entre el ojo y el microscopio para compensar la óptica natural del ojo.

50 El cirujano puede realizar varias incisiones diminutas (por ejemplo, de aproximadamente un milímetro de longitud) en la esclerótica en la pars plana. El cirujano inserta instrumentos microquirúrgicos a través de las incisiones, tales como una fuente de luz de fibra óptica para iluminar dentro del ojo, una línea de infusión para mantener la forma del ojo durante la cirugía y diversos instrumentos para cortar y retirar el cuerpo vítreo (por ejemplo, una sonda de vitrectomía) o para manipular tejido tal como membranas o la propia retina.

60 Las lentes de oftalmoscopia directa que crean una imagen virtual dentro del ojo y las lentes de oftalmoscopia indirecta que crean una imagen real fuera del ojo son dos tipos de lentes que se han utilizado para la observación del segmento posterior y como ayudas en el tratamiento quirúrgico del ojo. Las lentes conocidas que se utilizan en cirugía vitreorretinal pueden sufrir de una calidad de imagen menos que deseable debido a la pérdida de contraste y nitidez secundaria a diversos fenómenos ópticos tales como, a modo de ejemplo no limitativo, desenfoque, aberración esférica, coma, distorsión y aberración cromática.

65 Los dispositivos y sistemas descritos aquí superan una o más de las deficiencias de la técnica anterior. El estado de la técnica está representado por WO 99/20171 A1, WO 2010/113208 A1, GB 2.265.003A.

Sumario

- La invención se refiere en general a, y abarca, un aparato y un sistema para visualizar el interior de un ojo y, más específicamente, a una lente de contacto oftalmoscópica para uso durante una cirugía o procedimiento oftalmoscópico que implica la visualización del segmento posterior, de acuerdo con las reivindicaciones que siguen.
- En un ejemplo de forma de realización, una lente de contacto oftalmoscópica comprende una óptica, un collarín y un canto. La óptica puede incluir una superficie anterior que tiene un perfil de base esférico y una superficie posterior que tiene una forma sustancialmente correspondiente a una forma de una córnea de un ojo. El collarín puede estar formado de una sola pieza con la óptica y rodear la óptica, y tener una curvatura sustancialmente correspondiente a la curvatura de una esclerótica de un ojo. El canto puede rodear la óptica y puede extenderse desde una superficie anterior del collarín hasta la superficie anterior de la óptica y más allá de ésta.
- En otro ejemplo de forma de realización, una lente de contacto oftalmoscópica comprende una óptica, un collarín y una pluralidad de lengüetas. La óptica puede incluir una superficie anterior que tiene un perfil de base esférico y una superficie posterior que tiene una forma sustancialmente correspondiente a una forma de una córnea de un ojo. El collarín puede estar formado de una sola pieza con la óptica y rodear la óptica, y tener una curvatura sustancialmente correspondiente a la curvatura de una esclerótica del ojo. La pluralidad de lengüetas puede extenderse desde el collarín y tener una curvatura adaptada para ajustarse a una esclerótica del ojo.
- En otro ejemplo de forma de realización, un sistema quirúrgico oftalmológico comprende una lente de contacto quirúrgica y una caja de envasado. La lente de contacto quirúrgica puede comprender una óptica y un collarín. La óptica puede incluir una superficie anterior que tiene un perfil de fase esférico y una superficie posterior que tiene una forma sustancialmente correspondiente a una forma de una córnea de un ojo. El collarín puede estar formado de una sola pieza con la óptica y rodear la óptica. La caja de envasado puede comprender una parte superior y una parte inferior, en donde la parte superior y la parte inferior están conformadas y configuradas para aproximarse una a otra y contener la lente.
- Debe entenderse que tanto la descripción general anterior como la siguiente descripción detallada son de naturaleza ejemplar y explicativa y están destinadas a proporcionar una comprensión de la presente descripción, sin limitar el alcance de la presente descripción. En este contexto, algunos aspectos, características y ventajas adicionales de la presente descripción serán evidentes para los expertos en la técnica a partir de la siguiente descripción detallada.
- Breve descripción de los dibujos**
- Los dibujos que se acompañan ilustran formas de forma de realización de los dispositivos y métodos aquí descritos y, junto con la descripción, sirven para explicar los principios de la presente descripción.
- La figura 1 ilustra una vista en perspectiva de una lente de contacto según una forma de realización de la presente descripción.
- La figura 2 ilustra una vista lateral parcialmente en sección transversal de la lente de contacto mostrada en la figura 1 según una forma de realización de la presente descripción.
- La figura 3 ilustra una vista en planta desde arriba de la lente de contacto mostrada en la figura 1 según una forma de realización de la presente descripción, en relación con una córnea.
- La figura 4 ilustra una vista lateral en sección transversal de la lente de contacto mostrada en la figura 1 según una forma de realización de la presente descripción, posicionada en un ojo.
- La figura 5 ilustra una vista en planta desde arriba de una lente de contacto según una forma de realización de la presente descripción, en relación con una córnea.
- La figura 6 ilustra una vista en planta desde arriba de una lente de contacto según una forma de realización de la presente descripción, en relación con una córnea.
- La figura 7a ilustra una vista en planta desde arriba de una lente de contacto según una forma de realización de la presente descripción, en relación con una córnea.
- La figura 7b ilustra una vista en planta desde arriba de una lente de contacto según una forma de realización de la presente descripción, en relación con una córnea.
- La figura 8a ilustra una vista en planta desde arriba de una lente de contacto según una forma de realización de la presente descripción, en relación con una córnea.

La figura 8b ilustra una vista lateral en sección transversal de la lente de contacto mostrada en la figura 8a según una forma de realización de la presente descripción, posicionada en un ojo.

5 La figura 9a ilustra una vista en planta desde arriba de una lente de contacto según una forma de realización de la presente descripción, en relación con una córnea.

La figura 9b ilustra una vista lateral en sección transversal de la lente de contacto mostrada en la figura 9a según una forma de realización de la presente descripción, posicionada en un ojo.

10 La figura 9c ilustra una vista lateral en sección transversal de una lente de contacto según una forma de realización de la presente descripción, posicionada en un ojo.

La figura 9d ilustra una vista lateral en sección transversal de una lente de contacto según una forma de realización de la presente descripción, posicionada en un ojo.

15 La figura 10a ilustra una vista en planta desde arriba de una lente de contacto según una forma de realización de la presente descripción, en relación con una córnea.

20 La figura 10b ilustra una vista lateral en sección transversal de la lente de contacto mostrada en la figura 10a según una forma de realización de la presente descripción, posicionada en un ojo.

La figura 11a ilustra una vista en planta desde arriba de una lente de contacto según una forma de realización de la presente descripción, en relación con una córnea.

25 La figura 11b ilustra una vista lateral en sección transversal de la lente de contacto mostrada en la figura 11a según una forma de realización de la presente descripción, posicionada en un ojo.

La figura 12a ilustra una vista en planta desde arriba de una lente de contacto según una forma de realización de la presente descripción, en relación con una córnea.

30 La figura 12b ilustra una vista lateral en sección transversal de la lente de contacto mostrada en la figura 12 según una forma de realización de la presente descripción, posicionada en un ojo.

35 La figura 13 ilustra una vista en planta desde arriba de una lente de contacto según una forma de realización de la presente descripción, en relación con una córnea.

La figura 14a ilustra una vista en planta desde arriba de una lente de contacto según una forma de realización de la presente descripción, en relación con una córnea.

40 La figura 14b ilustra una vista en planta desde arriba de una lente de contacto según una forma de realización de la presente descripción, en relación con una córnea.

La figura 15 ilustra una vista en planta desde arriba de una lente de contacto según una forma de realización de la presente descripción, en relación con una córnea.

45 La figura 16 ilustra una vista en planta desde arriba de una lente de contacto según una forma de realización de la presente descripción, en relación con una córnea.

50 La figura 17 ilustra una vista en planta desde arriba de una lente de contacto según una forma de realización de la presente descripción, en relación con una córnea.

La figura 18a ilustra una vista en planta desde arriba de una caja de envasado en una condición abierta según una forma de realización de la presente descripción.

55 La figura 18b ilustra una vista en perspectiva de una caja de envasado mostrada en la figura 18a en una condición abierta según una forma de realización de la presente descripción (y que contiene la lente de contacto quirúrgica mostrada en la figura 1).

60 La figura 18c ilustra una vista lateral de la caja de envasado mostrada en la figura 18a en una condición abierta según una forma de realización de la presente descripción.

La figura 18d ilustra una vista lateral de la caja de envasado mostrada en la figura 18a en una condición cerrada según una forma de realización de la presente descripción.

Descripción detallada

Para fines de promocionar una comprensión de los principios de la presente descripción, se hará referencia ahora a las formas de realización ilustradas en los dibujos, y se utilizará un lenguaje específico para describir las mismas. No obstante, se entenderá que no se pretende ninguna limitación del alcance de la descripción. Cualesquiera alteraciones y modificaciones adicionales a los dispositivos, instrumentos, métodos descritos y cualquier otra aplicación de los principios de la presente invención se contemplan completamente como se le ocurriría normalmente a un experto en la técnica a la que se refiere la descripción. En particular, se contempla completamente que las características, componentes y/o pasos descritos con respecto a una forma de realización puedan combinarse con las características, componentes y/o pasos descritos con respecto a otras formas de realización de la presente descripción. Por motivos de simplicidad, en algunos casos, los mismos números de referencia se utilizan en todos los dibujos para hacer referencia a partes iguales o similares.

La presente descripción se refiere en general a lentes de contacto oftalmoscópicas en cirugías oftálmicas, tales como cirugías vitreorretinales u otras cirugías del segmento posterior. En algunos casos, las formas de realización de la presente descripción pueden configurarse para que sean parte de un sistema quirúrgico oftálmico. La presente descripción proporciona una lente de contacto quirúrgica que utiliza una óptica asféricas para visualizar mejor el interior del ojo, incluyen el segmento posterior, al proporcionar un contraste mejorado y una visualización más nítida en todo el campo de visión. Además, las lentes de contacto quirúrgicas de la presente descripción incluyen una superficie interior cóncava que imita la curvatura de la córnea y por lo menos un collarín que se extiende desde la lente o la soporta contra la córnea y/o la esclerótica, permitiendo que la lente de contacto se autoestabilice y se autorretenga en el ojo durante toda la cirugía (es decir, sin el uso de suturas o un mango sujeto manualmente). Por tanto, las lentes de contacto oftalmoscópicas descritas aquí pueden mejorar la estabilización de la lente y utilizar una óptica asférica (es decir, lentes ópticas) para proporcionar una mejor visualización del interior del ojo que las lentes convencionales, facilitando así una operación con manos libres y el diagnóstico y el tratamiento de las diversas condiciones del ojo.

La figura 1 ilustra una lente de contacto oftalmoscópica 100 según una forma de realización de la presente descripción. Aunque la lente de contacto 100 mostrada en la figura 1 está configurada para uso en cirugías oftalmológicas, tales como cirugía vitreorretinal, la lente de contacto puede utilizarse en cualquier contexto oftalmológico, incluyendo diagnóstico, tratamiento, evaluación ex vivo y evaluación postmortem. La lente de contacto 100, que es capaz de autorretener la ubicación en el ojo de un paciente durante toda una intervención quirúrgica, mejora la visualización de estructuras dentro del interior de un ojo, tal como dentro del segmento posterior, durante una intervención vitreorretinal. La lente de contacto 100 puede comprender una lente de oftalmoscopia directa, por ejemplo de tipo plano-cóncavo, convexo-cóncavo (menisco) o bicóncavo, o, alternativamente, puede ser parte de una lente de oftalmoscopia indirecta multielementos. La lente de contacto 100 puede ser capaz también de estabilizar instrumentos quirúrgicos y proporcionar irrigación durante una intervención oftalmológica. Algunas formas de realización de la lente de contacto 100 pueden configurarse como lentes desechables de un solo uso, facilitando así una óptica óptima a través de una nueva lente de contacto para cada paciente.

Las formas de realización de lentes de contacto quirúrgicas descritas aquí pueden utilizarse en combinación con un microscopio quirúrgico para ver el interior de un ojo. Tal microscopio quirúrgico puede espaciarse de, y cooperar con, una realización de la lente de contacto quirúrgica de la presente descripción para capturar rayos de luz que salen del ojo a través de la córnea y que pasan a través de la lente de contacto. El microscopio quirúrgico puede enfocar tales rayos de luz para crear una imagen de, por ejemplo, la retina y el cuerpo vítreo.

En la forma de realización representada, la lente de contacto 100 comprende un dispositivo de una pieza que incluye componentes formados íntegramente. La lente 100 incluye una parte de lente central u óptica 110 rodeada circunferencialmente por un canto cilíndrico 120 y formada de una sola pieza con éste, que incluye unos medios de agarre 130. Un collarín circular 140, que está formado de una sola pieza con el canto 120, se extiende desde el canto 120 y forma un ángulo hacia fuera de éste, y una pluralidad de lengüetas 150 sobresalen hacia fuera del collarín 140. Un rebaje 155 está localizado entre dos lengüetas 150 cualesquiera.

La óptica 110 está conformada y configurada para ver regiones interiores del ojo. En algunas formas de realización, la óptica 110 puede dimensionarse para tener un diámetro activo de aproximadamente 10 mm, que es mayor que una pupila dilatada típica, para proporcionar luz adecuada a través de la óptica 110, mientras que permanece suficientemente pequeña para limitar la interferencia con la mano de un cirujano durante una intervención oftalmológica.

Como se muestra en las figuras 1 y 2, la óptica 110 incluye una superficie óptica anterior asférica o perfil de base 160 y una superficie óptica posterior 170 que tiene una forma esférica curvada sustancialmente correspondiente a la forma de una córnea humana media. La forma asférica de la superficie óptica anterior 160 permite una visualización mejorada en todo el campo de visión en comparación con la geometría de lente tradicional al compensar mejor, a modo de ejemplo no limitativo, la visión estéreo descentrada, el desenfoque, la pérdida de contraste y la pérdida de nitidez periférica.

La superficie óptica anterior asférica 160 es deseable para eliminar aberraciones esféricas del ojo cuando se visualiza el interior del ojo y para ajustar el plano de foco a la curvatura de, por ejemplo, la retina, que es una capa de tejido curvada sensible a la luz que reviste la superficie interior del ojo. Cuando la superficie curvada de la retina se ve a través de un microscopio quirúrgico sin compensación, sólo existirá una banda de foco nítido. Por tanto, el usuario debe ajustar el microscopio para ver estructuras fuera de la banda nítidamente enfocada y, a continuación, desplazarlo de nuevo en la banda original. La curvatura asférica de la superficie óptica anterior 160 ajusta el plano de foco a la curvatura de la retina de modo que todas las estructuras dentro de una región circular de interés están en foco mientras se corrigen también aberraciones esféricas de los componentes oculares (tales como, a modo de ejemplo no limitativo, la córnea y el cristalino).

Después de determinar las propiedades de lente deseadas, la forma asférica de la óptica 110 puede optimizarse considerando tanto la curvatura variada de la retina como la alineación descentrada del microscopio. La optimización de la óptica 110 mejorará la nitidez de la imagen y el contraste de imagen (especialmente en la periferia) mientras se mantiene la nitidez de la imagen y el contraste en el eje óptico.

En algunas formas de realización, la superficie óptica anterior 160 incluye un revestimiento antirreflectante o no reflectante para reducir el brillo reflectante con miras a una visualización mejorada. Un revestimiento no reflectante o antirreflectante puede mejorar la capacidad de capturar vídeo para fines de grabación al reducir o eliminar artefactos en una vista de microscopio bidimensional.

Como se muestra en la figura 4, la superficie óptica posterior 170 comprende una superficie cóncava interior que está configurada para tener un radio de curvatura R_1 adecuado para contactar con la córnea. Por tanto, en algunas formas de realización, la superficie óptica posterior 170 puede tener un radio apical R_1 de aproximadamente 7,0 a 8,5 mm y, preferiblemente, puede tener aproximadamente 7,8 mm.

Las diversas formas de realización de la lente de contacto quirúrgica de la presente descripción pueden incluir una óptica que tenga diferentes potencias dióptricas. La potencia dióptrica de una lente es el reflejo de la potencia óptica de la lente, que es igual al recíproco de la distancia focal de la lente, medida en metros. Una córnea típica, por ejemplo, tiene una potencia óptica de 42 dioptrías y un cristalino humano típico tiene una potencia óptica de 18-30 dioptrías. Como resultado, un ojo no acomodado típico puede tener una potencia óptica de 65 dioptrías. La potencia dióptrica de la lente de contacto quirúrgica puede elegirse para obtener un equilibrio deseado entre el campo de visión y el aumento. Una lente de contacto quirúrgica que tiene una potencia óptica de -65 dioptrías neutralizaría el efecto de la córnea, proporcionando así un gran campo de visión, pero sin aumento. Una lente de contacto quirúrgica que tenga una potencia óptica de más o menos de -65 dioptrías proporcionará un campo de visión incrementado con menor aumento o un campo de visión reducido con mayor aumento. Por ejemplo, una lente de contacto quirúrgica que tenga una potencia óptica de -59 dioptrías estaría próxima a neutralizar la potencia corneal mientras proporciona un mayor campo de visión (es decir, aproximadamente un campo de visión de 30 grados) y menor aumento que una lente que tenga una potencia óptica de -41 dioptrías. Diversas formas de realización de las lentes de contacto quirúrgicas aquí descritas pueden implementar ambas potencias ópticas antes mencionadas.

Con referencia a las figuras 1 y 2, el canto 120 comprende una cresta o canto que se extiende alrededor de una circunferencia periférica de la óptica 110 que proporciona al usuario una superficie de agarre para la lente de contacto quirúrgica 100. El canto 120 comprende un tubo cilíndrico que rodea circunferencialmente la óptica 110, suministrando una superficie de agarre (distinta de la propia óptica) para el usuario y proporcionando un borde protector 175 que rodea la periferia de la superficie óptica anterior 160. El canto 120 permite que el usuario (por ejemplo, el cirujano u otro personal de quirófano) utilice un área de la lente de contacto para reposicionar o mover de otra manera la lente sin tener que tocarla y afectar posiblemente a la óptica 110. El canto 120, al proporcionar una superficie de contacto independiente, puede funcionar también para proteger la óptica 110 frente a daños mientras la lente de contacto quirúrgica 100 está contenida de forma segura dentro del envase. Un ejemplo de forma de realización del envase se describe con más detalle a continuación con referencia a las figuras 18a-18d.

En la forma de realización representada, el borde 175 del canto 120 se extiende por encima de la superficie óptica anterior 160. En otras formas de realización, el borde 175 puede extenderse circunferencialmente alrededor de la óptica 110 sin extenderse por encima de la superficie óptica anterior 160. En la forma de realización representada, los medios de agarre 130 rodean el canto 120 y permiten que el usuario manipule (es decir, a modo de ejemplo no limitativo, coja, agarre, eleve y/o empuje) la lente de contacto 100 y posicione y/o reposicione manualmente la lente de contacto 100 cuando la lente 100 está apoyada contra una superficie (por ejemplo, un ojo). En particular, el usuario puede coger los medios de agarre 130 del canto 120 para posicionar o reposicionar manualmente la lente de contacto 100 sin hacer contacto con la óptica 110 ni mancharla. En la forma de realización representada, los medios de agarre 130 comprenden crestas elevadas espaciadas una de otra y paralelas una a otra. En otras formas de realización, los medios de agarre pueden conformarse y configurarse como cualquiera de una variedad de características texturadas, incluyendo, a modo de ejemplo no limitativo, surcos, salientes y/o perforaciones. En algunas formas de realización, los medios de agarre pueden posicionarse sobre el canto sin rodearlo.

El collarín circular 140 rodea el canto 120 y se extiende hacia fuera de éste en ángulo, formando una región acampanada periférica que rodea una circunferencia de base de la óptica 110. Como se muestra en las figuras 1 y

2, el collarín 140 forma una extensión integral del canto 120 y se extiende radialmente desde la óptica 110 de tal manera que si la lente de contacto quirúrgica 100 se posiciona centralmente sobre una córnea de un ojo, el collarín 140 se extendería sobre la esclerótica del ojo. El collarín 140 está conformado y configurado para ser suficientemente delgado para proporcionar algo de docilidad. Por ejemplo, el collarín 140 puede ser lo suficientemente dócil como para permitir la rotación en el ojo, si fuera necesario. En formas de realización alternativas, el collarín puede ser semirrígido o rígido. El collarín 140 puede conformarse y configurarse para ser lo suficientemente transparente como para proporcionar una visualización a través del collarín a fin de observar, a modo de ejemplo no limitativo, tejido subyacente, vasos sanguíneos, burbujas de aire y/o sangrado. En formas de realización alternativas, el collarín puede ser semitransparente u opaco. En algunas formas de realización, el collarín puede ser más delgado o más ancho que el collarín 140.

El collarín 140 incluye una superficie de collarín anterior 180 y una superficie de collarín posterior 185. La superficie de collarín posterior 185 está conformada y configurada para tener una curvatura diferente de la que tiene la superficie óptica posterior 170. Por ejemplo, en la forma de realización representada mostrada en la figura 2, la superficie de collarín posterior 185 tiene una forma curvada sustancialmente correspondiente a la curvatura de una esclerótica de un ojo humano medio, permitiendo así que el collarín 140 se asiente aproximadamente a haces contra la esclerótica del ojo, mientras que la óptica 110 se asienta aproximadamente a haces contra la córnea del ojo. Así, en diversas formas de realización, la curvatura de la superficie de collarín posterior puede ser sustancialmente más plana que la curvatura de la superficie óptica posterior. Esta combinación de curvaturas variables que se conforman a diferentes partes de un ojo humano medio tiende a centrar y estabilizar la lente sobre la córnea del ojo.

Las lengüetas 150 comprenden extensiones del collarín 140 que se extienden hacia fuera del canto 120 en ángulo y están configuradas para adaptarse a la curvatura de una esclerótica humana media. En otras palabras, las lengüetas 150 comprenden extensiones o pies que se extienden desde la periferia más lejana del collarín 140 del eje óptico del ojo y que la forman. Las lengüetas 150 pueden conformarse en cualquiera de una variedad de formas, incluyendo, a modo de ejemplo no limitativo, triángulos, formas oblongas y extensiones similares a dedos. En algunas formas de realización, las lengüetas 150 están configuradas y conformadas para ser lo suficientemente delgadas como para proporcionar alguna docilidad. Por ejemplo, las lengüetas 150 pueden ser lo suficientemente dóciles como para permitir la rotación del ojo, si fuera necesario. Las lengüetas 150 pueden configurarse y conformarse para ser lo suficientemente transparentes como para proporcionar una visualización a través de las lengüetas a fin de observar, a modo de ejemplo no limitativo, tejido subyacente, vasos sanguíneos, burbujas de aire y/o sangrado. En formas de realización alternativas, las lengüetas pueden ser semitransparentes u opacas. En algunas formas de realización, las lengüetas pueden ser más delgadas o más anchas que las lengüetas 150.

Como se muestra en las figuras 1 y 2, cada lengüeta 150 incluye una superficie 190 de lengüeta anterior y una superficie 195 de lengüeta posterior. En la forma de realización representada, cada superficie 195 de lengüeta posterior tiene una forma curvada sustancialmente correspondiente a la curvatura de la esclerótica del ojo, permitiendo así que las lengüetas 150 se asienten aproximadamente a haces contra el ojo.

Como se muestra en la figura 1, cada rebaje 155 está conformado y definido por una periferia 200 del collarín 140 y una periferia 210 de las lengüetas 150. El número de rebajes 155 corresponde al número de lengüetas 150. Por ejemplo, en la forma de realización representada, la lente 100 incluye seis lengüetas 150 y seis rebajes 155. Cada rebaje 155 es capaz de acoplarse con un instrumento quirúrgico tal como, a modo de ejemplo no limitativo, una cánula de trocar posicionada en la esclerótica del ojo.

En algunas formas de realización, la lente 100 puede incluir una óptica de perfil bajo 110 que tenga una altura H que se extiende desde la superficie óptica posterior 170 hasta la superficie óptica anterior 160, como se muestra en la figura 2. Por ejemplo, la óptica de perfil bajo 110 puede tener una altura H de aproximadamente 1,00 mm a 2,00 mm y, preferiblemente, puede ser de aproximadamente 1,22 mm. En otras formas de realización, la lente 100 puede incluir una óptica de perfil alto (y circundante del canto), en donde la altura H de la óptica es mayor. Por ejemplo, la óptica de perfil alto puede tener una altura H de aproximadamente 1,50 mm a 2,00 mm y, de preferencia, puede ser de aproximadamente 1,90 mm. Sin embargo, deberá hacerse notar que, en otras formas de realización, la altura H puede ser inferior a 1,00 mm o superior a 2,00 mm y que no se implica ninguna limitación de la altura H por los rangos aquí proporcionados.

La figura 3 ilustra la lente de contacto quirúrgica 100 según una forma de realización de la presente descripción posicionada sobre un ojo humano medio, cubriendo la óptica 110 la córnea 220 y apoyándose el collarín 140 y las lengüetas 150 sobre la esclerótica. Las lengüetas 150 pueden limitar el espacio libre disponible para que se mueva la lente 100 debido a que las lengüetas 150 contactan y/o interactúan con instrumentos quirúrgicos en el ojo, tales como, a modo de ejemplo no limitativo, cánulas de trocar 230 posicionadas cerca de la lente. En la forma de realización representada, la lente 100 incluye seis lengüetas 150. El hecho de tener seis lengüetas 150 permite múltiples opciones de colocación de la lente de contacto quirúrgica 100. Los rebajes 155 están dimensionados para ser lo suficientemente grandes como para acomodar una cánula de trocar mientras se proporciona todavía espacio para movimiento a fin de tener en cuenta las variaciones en la ubicación de las cánulas y para ajuste de la posición de la lente.

Aunque la lente de contacto 100 representada en la figura 3 incluye seis extensiones similares a dedos o lengüetas 150, otras formas de realización pueden no incluir lengüetas o pueden incluir cualquier número de lengüetas (por ejemplo, más o menos de seis lengüetas). El número y la curvatura de las lengüetas 150 puede seleccionarse para que se acomoden alrededor de áreas de un ojo humano medio en el que se colocan típicamente cánulas de trocar para una intervención quirúrgica oftalmológica del segmento posterior (es decir, una intervención quirúrgica que implica el segmento posterior o la cámara posterior del ojo).

Por ejemplo, una cirugía vitreorretinal típica requiere la ubicación de tres cánulas de trocar para proporcionar lumbreras de entrada de instrumentos quirúrgicos y fluido al interior del ojo. Típicamente, se utiliza una lumbrera para la infusión de fluido y se utilizan dos lumbreras para la inserción de instrumentos (por ejemplo, una lumbrera activa y una lumbrera de iluminación). Las cánulas de trocar se posicionan típicamente de tal manera que están espaciadas 3,5-4,5 mm respecto del limbo del ojo (donde está localizada la pars plana), que tiene un diámetro medio de aproximadamente 11,7 mm, para evitar daños a los procesos ciliares y a la ora serrata. Por tanto, como se muestra en la figura 3, las cánulas de trocar 230 se colocan preferiblemente en una pequeña banda anular. Dado que las cánulas de trocar se colocan típicamente sobre el ojo en un patrón generalmente triangular, como se muestra en la figura 3, la forma de realización representada incluye seis lengüetas 150 simétricamente colocadas para facilitar una colocación más fácil de la lente entre las tres cánulas de trocar 230. Las cánulas de trocar indicadas en líneas de trazos corresponden a posiciones de cánula de trocar deseables para cirugía dependiendo de si la cirugía se realiza en el ojo derecho o en el ojo izquierdo. Así, uno de los trocates de línea de trazos no estaría presente típicamente durante el uso de la lente en el ojo derecho o en el ojo izquierdo.

La figura 4 ilustra una vista en sección transversal de la lente de contacto quirúrgica 100 posicionada contra un ojo. Como se ilustra en la figura 4, la lente de contacto 100 está configurada para proporcionar una excelente autorretención contra el ojo, permitiendo así una operación con manos libres de la lente de contacto 100. Los aspectos de autorretención de la presente descripción se proporcionando por al menos una combinación de diversas características. Una de estas características es el área superficial grande de la superficie óptica posterior 170, el collarín 140 y las lengüetas 150. En la forma de realización representada, la superficie óptica posterior 170, la superficie 185 de collarín posterior y las superficies 195 de lengüeta posteriores contactan con la superficie anterior del ojo (es decir, la córnea y/o la esclerótica S) para permitir que la lente 100 se autorretenga en el ojo por tracción capilar. Como resultado, no se requieren medios independientes para sujetar la lente contra el ojo. En algunas formas de realización, la lente 100 incluye más de 200 milímetros cuadrados de área de contacto superficial.

Como se muestra en la figura 4, la superficie 185 de collarín posterior y las superficies 195 de lengüeta posteriores comprenden superficies cóncavas interiores que están configuradas para tener un radio de curvatura de R_2 adecuado para contactar con la esclerótica S. Por tanto, en algunas formas de realización, la superficie de collarín posterior 185 y las superficies 195 de lengüeta posteriores pueden tener radios apicales R_2 de aproximadamente 11,0 a 12,0 mm. En particular, la superficie óptica posterior 170 puede ser congruente con la superficie de la córnea, mientras que la superficie 185 de collarín posterior y las superficies 195 de lengüeta posteriores pueden ser congruentes con la superficie de la esclerótica S, proporcionando un factor de forma adaptado para mantener la lente en posición sobre el ojo. La naturaleza de autorretención de la lente de contacto 100, proporcionada por las formas y los contornos de la superficie óptica posterior 170, la superficie 185 de collarín posterior y las superficies 195 de lengüeta posteriores, elimina la necesidad de suturar o sujetar la lente 100 durante el uso, lo que se requiere frecuentemente por lentes de contacto oftalmoscópicas de la técnica anterior.

Además, la lente de contacto quirúrgica 100 puede ajustarse sobre la córnea con el uso de una solución de interfaz, tal como, a modo de ejemplo no limitativo, un agente viscoelástico u otro. El uso de un agente de interfaz entre la lente 100 y la córnea 220 proporcionará altas fuerzas de cizalladura entre la lente y la córnea, incrementando las capacidades de autorretención de la lente. Específicamente, la superficie óptica posterior 170, la superficie 185 de collarín posterior y/o las superficies 195 de lengüeta posteriores pueden generar suficientes fuerzas de cizalladura con la solución de interfaz colocada entre la lente 100 y la córnea 220 (y la esclerótica S) para autorretener la lente 100 durante el uso. Además de incrementar las fuerzas de cizalladura entre el tejido ocular y la lente 100, la solución de interfaz funciona para mantener hidratada la córnea e impedir que la córnea se seque durante el uso de la lente 100.

Las diversas formas de realización de lentes de contacto descritas aquí pueden estabilizar y autorretener su posición sobre un ojo y moverse con el ojo según se necesite durante una intervención quirúrgica o diagnóstica. Aunque las diversas formas de realización de lentes de contacto pueden utilizarse aquí sin ayuda de un mango de asistente, en algunas formas de realización pueden utilizarse las formas de realización de la lente de contacto en conjunción con un mango para proporcionar un control y/o maniobrabilidad incrementados de la lente de contacto sobre el ojo.

La figura 5 ilustra una lente de contacto quirúrgica 400 según una forma de realización de la presente descripción. La lente de contacto quirúrgica 400 es similar a la lente de contacto quirúrgica 100, excepto por las diferencias aquí señaladas. La lente 400 incluye dos lengüetas 410 y dos lengüetas 420 que se extienden desde el collarín 140, proporcionando así un área de contacto superficial incrementada entre la lente 400 y un ojo. Las lengüetas 410 son más anchas que las lengüetas 420. En algunas formas de realización, la lente 400 puede incluir un collarín más ancho que el collarín 140 mostrado en la figura 5. Diversas formas de realización pueden incluir cualquier número y

disposición de lengüetas 410, 420 que permitan la inserción apropiada de por lo menos tres cánulas de trocar 230.

La figura 6 ilustra una lente de contacto quirúrgica 430 según una forma de realización de la presente descripción. La lente de contacto quirúrgica 430 es similar a la lente de contacto quirúrgica 100, excepto por las diferencias aquí anotadas. La lente 430 incluye un collarín 440, unas lengüetas 450 y unas lengüetas 460. Las lengüetas 450, 460 pueden conformarse como extensiones similares a dedos de diferentes longitudes. En la forma de realización representada, las lengüetas 450 son más largas que las lengüetas 460 y se extienden más lejos del collarín 440 que las lengüetas 460. Diversas formas de realización puede incluir cualquier número y disposición de lengüetas 450, 460 que permitan la inserción apropiada de las cánulas de trocar 230.

Las figuras 7a y 7b ilustran lentes de contacto quirúrgicas 470, 480 según dos formas de realización de la presente descripción. Las lentes de contacto quirúrgicas 470, 480 son similares a la lente de contacto quirúrgica 100, excepto por las diferencias aquí anotadas. Las lentes quirúrgicas 470, 480 incluyen ambas un collarín 490. Además, las lentes quirúrgicas 470, 480 incluyen ambas unas lengüetas que pueden extenderse desde el collarín 490 u oscilar desde ésta de una manera en espiral. Como se ilustra en la figura 7a, la lente 470 incluye cuatro lengüetas 500 que son extensiones más esbeltas similares a dedos desde el collarín 490. Como se ilustra en la figura 7b, la lente 470 incluye tres lengüetas 510 que son extensiones similares a dedos, relativamente largas y esbeltas, desde el collarín 490. Las lengüetas 500, 510 pueden tener una elasticidad incrementada y una tendencia a oscilar desde el collarín 490 para contactar y fijar las cánulas de trocar 230 durante la intervención quirúrgica. Diversas formas de realización pueden incluir cualquier número y disposición de lengüetas 500, 510 que permitan la inserción apropiada de las cánulas de trocar 230 (no mostradas en las figuras 7a, 7b).

Las figuras 8a y 8b ilustran una lente de contacto quirúrgica 520 según una forma de realización de la presente descripción. La lente de contacto quirúrgica 520 es similar a la lente de contacto quirúrgica 100, excepto por las diferencias aquí anotadas. La lente 520 incluye un canto 530 y unas lengüetas 540, 550 que se extienden desde el canto 530. En algunas formas de realización, las lengüetas 540, 550 pueden extenderse directamente desde un collarín que rodea el canto 530. Las lengüetas 540, 550 pueden conformarse como extensiones triangulares o similares a dedos de diferentes longitudes. En la forma de realización representada, las lengüetas 540 son más largas que las lengüetas 550 y se extienden más lejos del canto 530 que las lengüetas 550. Diversas formas de realización pueden incluir cualquier número y disposición de lengüetas 540, 550 que permitan la inserción apropiada de las cánulas de trocar 230 (no mostradas en las figuras 8a, 8b).

Como se muestra en la figura 8b, las lengüetas 540, 550 pueden conectarse al canto 530 por medio de juntas de película 560 o áreas de adelgazamiento y/o elasticidad incrementada entre el canto 530 y las lengüetas 540, 550 que se extienden íntegramente. En otras formas de realización, las lengüetas 540, 550 pueden conectarse a un collarín por medio de juntas de película 560 o áreas de adelgazamiento y/o elasticidad incrementada entre un collarín y las lengüetas 540, 550 que se extienden íntegramente. Las lengüetas 540, 550 pueden saltar desde una primera posición de no contacto 562, en la que las lengüetas no están en contacto con el ojo, hasta una segunda posición de contacto 564 en la que las lengüetas contactan con la esclerótica S. Tal configuración puede permitir una adaptabilidad incrementada de la lente a variaciones en la geometría del ojo.

Las figuras 9a y 9b ilustran una lente de contacto quirúrgica 570 según una forma de realización de la presente descripción. La lente de contacto quirúrgica 570 es similar a la lente de contacto quirúrgica 100, excepto por las diferencias aquí anotadas. La lente 570 incluye un collarín flexible 580 que está conformada y configurada como una "ventosa" que puede succionar la lente 570 hacia la esclerótica S de un ojo.

La figura 9c ilustra una lente de contacto quirúrgica 590 según una forma de realización de la presente descripción. La lente de contacto quirúrgica 590 es similar a la lente de contacto quirúrgica 570 mostrada en la figura 9a, excepto por las diferencias aquí anotadas. La lente 590 incluye un collarín flexible 595 que puede ser más ancha que el collarín 140 mostrado en la figura 1. El collarín 595 está configurado y conformado para fijar la lente 590 a la esclerótica S de un ojo por medio de una sustancia adhesiva 597 posicionada sobre una superficie posterior 598 del collarín 595. La sustancia adhesiva 597 puede ser cualquier sustancia que proporcione una fijación temporal de la lente al ojo, incluyendo, a modo de ejemplo no limitativo, cola, gel y/o un agente pegajoso. En algunas formas de realización, las cualidades adhesivas de la sustancia adhesiva 597 pueden activarse por cualquiera de una variedad de detonantes, incluyendo, a modo de ejemplo no limitativo, la luz, una subida de la temperatura y/o la humedad.

La figura 9d ilustra una lente de contacto quirúrgica 600 según una forma de realización de la presente descripción. La lente de contacto quirúrgica 600 es similar a la lente de contacto quirúrgica 570 mostrada en la figura 9a, excepto por las diferencias aquí anotadas. La lente 600 incluye un collarín flexible 610 que puede ser más ancho que el collarín 140 mostrado en la figura 1. El collarín 610 está conformado y configurado para fijar la lente 600 a la esclerótica S de un ojo por medio de una pluralidad de fibras 620, presentes en una superficie posterior 630 del collarín 610. La superficie posterior 630 del collarín está cubierta con la pluralidad de fibras 620 que comprenden una agrupación ordenada de fibras de tacto suave que están configuradas para fijar la lente 600 a un ojo, especialmente cuando se utilizan en combinación con un agente de interfaz, tal como un viscoelástico.

Las figuras 10a y 10b ilustran una lente de contacto quirúrgica 640 según una forma de realización de la presente

descripción. La lente de contacto quirúrgica 640 es similar a la lente de contacto quirúrgica 100, excepto por las diferencias aquí anotadas. Como se muestra en las figuras 10a y 10b, la lente 640 incluye siete lengüetas 650, cada una de las cuales contiene un peso encapsulado 660. Cada lengüeta 650 rodea y encapsula un peso 660, que está configurado para fijar la lente 640 a un ojo por medio de la gravedad (lo que incrementa las fuerzas de contacto entre la lente y el ojo). Diversas formas de realización pueden incluir cualquier número y disposición de lengüetas 650 que permitan la inserción apropiada de por lo menos tres cánulas de trocar 230 (no mostradas en las figuras 10a, 10b).

Las figuras 11a y 11b ilustran una lente de contacto quirúrgica 670 según una forma de realización de la presente descripción. La lente de contacto quirúrgica 670 es similar a la lente de contacto quirúrgica 100, excepto por las diferencias aquí anotadas. La lente 670 comprende un collarín hueco 675 que incluye un lumen circunferencial 677 y una lumbrera de irrigación 680. El collarín 675 incluye además una pluralidad de lumbreras de salida 690 que están fluidicamente conectadas al lumen 677, que forma generalmente un canal o túnel de fluido que se extiende circunferencialmente a través del collarín 675. El usuario puede fijar un conducto de irrigación 695 (por ejemplo, un catéter o aguja de irrigación) en la lumbrera de irrigación 680 e infundir continuamente fluido 685 en el lumen 677 durante toda la intervención oftalmológica, humidificando así continuamente la lente 670. Esta configuración asegura la lente 670 a un ojo a través de un efecto Venturi. Cuando el fluido 685 sale continua y circunferencialmente del collarín 675 a través de las lumbreras de salida 690, la lente 670 es puesta bajo vacío o aspirada contra el ojo. Diversas formas de realización pueden incluir cualquier número y disposición de lumbreras de irrigación y lumbreras de salida que aseguren la lente 670 contra el ojo y permitan la inserción apropiada de por lo menos tres cánulas de trocar 230 (no mostradas en las figuras 11a, 11b).

Las figuras 12a y 12b ilustran una lente de contacto quirúrgica 700 según una forma de realización de la presente descripción. La lente de contacto quirúrgica 700 es similar a la lente de contacto quirúrgica 100, excepto por las diferencias aquí anotadas. La lente 700, que comprende un collarín 710 que incluye sitios de fijación 720, está configurada para la fijación temporal a instrumentos quirúrgicos en el campo quirúrgico, incluyendo, a modo de ejemplo no limitativo, cánulas de trocar 730 que son similares a las cánulas de trocar 230. La figura 12a ilustra los trócares 730 asegurados contra los sitios de fijación 720 de la lente 700. Las cánulas de trocar 730 incluyen sitios de fijación 740. Los sitios de fijación 720, 740 incluyen mitades conjugadas de una interfaz de fijación temporal que pueden configurarse como cierres de ganchos y bucles. Por ejemplo, en la forma de realización representada, los sitios de fijación 720 forman la mitad de bucles que coincide con la mitad de ganchos presente en los sitios de fijación 740 o se fija a ésta. Esta configuración asegura de forma retirable la lente 700 a los trócares 730, asegurando así la posición de la lente 700 contra el ojo (por lo menos mientras los trócares 730 están posicionados en el ojo). Sin embargo, cualquier otro sitio de fijación o medio de sujeción conjugado, tales como, a modo de ejemplo no limitativo, adhesivo, cola, material pegajoso y/o sujetadores mecánicos, puede utilizarse también para fijar la lente a los trócares y, en consecuencia, el ojo. Diversas formas de realización pueden incluir cualquier número y disposición de sitios de fijación 720 que aseguren la lente 700 contra el ojo y permitan la inserción apropiada de las cánulas de trocar 730.

La figura 13 ilustra una lente de contacto quirúrgica 750 según una forma de realización de la presente descripción. La lente de contacto quirúrgica 750 es similar a la lente de contacto quirúrgica 100, excepto por las diferencias aquí anotadas. La lente 750 incluye un collarín 760 que está conformado y configurado como un triángulo asimétrico flexible. El collarín 760 incluye un fleco flexible 770 que incluye indentaciones 775 que pueden conformarse y dimensionarse para corresponder a las cánulas de trocar 780, que son similares a las cánulas de trocar 230. Las cánulas de trocar 780 pueden insertarse a través del collarín 760 o contra el fleco de la lente 750.

La figura 14a ilustra una lente de contacto quirúrgica 800 según una forma de realización de la presente descripción. La lente de contacto quirúrgica 800 es similar a la lente de contacto quirúrgica 100, excepto por las diferencias aquí anotadas. La lente 800 incluye un collarín flexible 810 y tres lengüetas 820 que se extienden desde el collarín 810. Las lengüetas 820 están conformadas y configuradas para tener perímetros curvilíneos que incluyen indentaciones 825 que están conformadas y configuradas para corresponder a las cánulas de trocar 830, que son similares a las cánulas de trocar 230. Las lengüetas 820 pueden fijar la lente 800 contra el ojo contactando y aplicando una fuerza constante contra las cánulas de trocar 830. En algunas formas de realización, las lengüetas 820 pueden comprimirse contra las cánulas de trocar 830 para crear una fuerza de inmovilización que estabiliza la posición de la lente 800. En otras formas de realización, las cánulas de trocar 830 pueden posicionarse a través de las lengüetas 820. Diversas formas de realización pueden incluir cualquier número y disposición de lengüetas 820 e indentaciones 825 para fijar la lente 800 contra el ojo al hacer tope con las cánulas de trocar 830 y/o acoplarse a éstas.

La figura 14b ilustra una lente de contacto quirúrgica 840 según una forma de realización de la presente descripción. La lente de contacto quirúrgica 840 es similar a la lente de contacto quirúrgica 800 mostrada en la figura 14a, excepto por las diferencias aquí anotadas. La lente 840 incluye unas lengüetas 850 que están conformadas y configuradas para tener perímetros sustancialmente planos 860.

La figura 15 ilustra una lente de contacto quirúrgica 870 según una forma de realización de la presente descripción. La lente de contacto quirúrgica 870 es similar a la lente de contacto quirúrgica 800 mostrada en la figura 14a, excepto por las diferencias aquí anotadas. La lente 870 incluye unas lengüetas 880 que están conformadas y

configuradas para tener contornos conformados generalmente en forma de vela marinera o de aleta con indentaciones 885. Las indentaciones 885 están conformadas y dimensionadas para recibir las cánulas de trocar 830. Girando la lente en el sentido de las agujas del reloj, las lengüetas 880 llegan a bloquearse entre las cánulas de trocar 830. En algunas formas de realización, las lengüetas 880 están conformadas y configuradas de tal manera que el movimiento de la lente en el sentido contrario al de las agujas del reloj sirva para bloquear las lengüetas 880 entre las cánulas de trocar 830.

La figura 16 ilustra una lente de contacto quirúrgica 900 según una forma de realización de la presente descripción. La lente de contacto quirúrgica 900 es similar a la lente de contacto quirúrgica 100, excepto por las diferencias aquí anotadas. La lente 900 incluye un collarín 910 desde el cual se extiende una rejilla entrelazada de cuerdas flexibles 920 que sirve como soporte o esqueleto viscoelástico que mantiene la solución de interfaz en su sitio debajo de la lente 900 para incrementar las fuerzas de cizalladura entre el tejido ocular y la lente. En la forma de realización representada, las cuerdas 920 están conformadas y configuradas para formar una rejilla generalmente en forma de estrella. En otras formas de realización, las cuerdas pueden disponerse en cualquiera de una variedad de formas. Las cuerdas pueden formarse a partir de cualquiera de una variedad de materiales biocompatibles, incluyendo, a modo de ejemplo no limitativo, metales tales como acero inoxidable, titanio, aleación de níquel-titanio, polímeros tales como elastómero termoplástico (TPE), caucho de silicona, poliamida (PA), polipropileno (PP), polietileno (PE), copolímero de cicloolefina (COC), polimetilmetacrilato (PMMA), tereftalato de polietileno (PET), policarbonato (PC), cloruro de polivinilo (PVC), polieteretercetona (PEEK), amida de bloques de poliéter (PEBAX), polioximetileno (POM), ácido poliglicólico (PGA), ácido poliláctico (PLA) u otros tipos de material tales como fibras de algodón o vidrio, todos los cuales pueden estar en una configuración de monofilamento o de multifilamento.

La figura 17 ilustra una lente de contacto quirúrgica 930 según una forma de realización de la presente descripción. La lente de contacto quirúrgica 930 es similar a la lente de contacto quirúrgica 100, excepto por las diferencias aquí anotadas. La lente 930 incluye un collarín 940 que está compuesto de una estructura de malla que sirve como soporte o esqueleto viscoelástico que mantiene la solución de interfaz en su sitio debajo de la lente 900 para incrementar las fuerzas de cizalladura entre el tejido ocular y la lente. La estructura de malla puede estar compuesta de una variedad de materiales biocompatibles, incluyendo, a modo de ejemplo no limitativo, malla quirúrgica, textiles, gasa y/o esponja, cada uno de los cuales puede estar hecho de un material natural (algodón y derivados) o de polímeros tales como, a modo de ejemplo no limitativo, caucho de silicona, TPE, PA, PP, COC, PMMA, PET, PC, PVC, PEEK, PGA, PEBAX, POM, PGA y PLA. Unas cánulas de trocar 950, que son similares a las cánulas de trocar 230, pueden insertarse a través del collarín 940 para fijar la lente 930 contra un ojo.

Las formas de realización de lentes de contacto quirúrgicas aquí descritas pueden formarse a partir de cualquier de una variedad de materiales biocompatibles, incluyendo, a modo de ejemplo no limitativo, PMMA, Zeonex, Topas, caucho de silicona, Acrysof, PC, acrílico, epoxi, polisulfona (PS), polifenilsulfona (PPSU), polieterimida (PEI) y/o PET. En algunas formas de realización, los diversos componentes de la lente de contacto, incluyendo la óptica, el collarín, el canto y las lengüetas, están formados del mismo material biocompatible. En otras formas de realización, los diversos componentes de la lente de contacto están formados de diferentes materiales biocompatibles. Materiales deseables para formar la lente de contacto incluyen copolímeros de cicloolefina, que son como el polietileno, pero que tienen una estructura cíclica. Estos materiales modernos, que son estado de la técnica para dispositivos ópticos, poseen una buena transmitancia de color y una aberración cromática reducida en comparación con los materiales de lente tradicionales, al tiempo que permiten simultáneamente una óptica más delgada debido a un alto índice de refracción y permiten la aplicación de un revestimiento antirreflectante. Así, las lentes de contacto quirúrgicas de la presente descripción proporcionan una óptica muy adecuada para la visualización del segmento posterior y la operación dentro de éste como resultado de su alta calidad óptica, su alto nivel de discriminación de detalles, su campo de visión más pequeño, si fuera necesario, y su capacidad de proporcionar una imagen no invertida (vertical).

Las diversas formas de realización de lentes de contacto quirúrgicas de la presente descripción pueden configurarse como lentes de contacto de un solo uso que están destinadas a desecharse después de un solo uso, permitiendo así una óptica óptima para cada nuevo paciente. Por tanto, la lente de contacto puede esterilizarse previamente antes del transporte hasta un usuario final y estar lista para su uso tras la recepción por el usuario final. Después de un único uso, puede descartarse la lente de contacto. Las lentes de contacto de un solo uso aseguran una lente estéril para cada paciente sin necesidad de esterilización por el usuario final (es decir, el cirujano), aumentado así la eficiencia y la seguridad de la intervención oftalmológica. Además, la configuración como una lente de contacto de un solo uso permite que la lente de contacto quirúrgica se fabrique a menor coste debido a que la lente desechable puede construirse de un material biocompatible relativamente barato, tal como, a modo de ejemplo no limitativo, un plástico en vez de vidrio óptico. Por ejemplo, algunas formas de realización de la lente proporcionan complementos desechables para varios sistemas de lentes de contacto, tanto directos como indirectos, y/o para cualquier sistema de visión sin contacto destinado a trabajo macular.

Las figuras 18a-18d ilustran un ejemplo de caja de envasado 950 para proteger y contener las diversas formas de realización de lente de contacto quirúrgica de la presente descripción. Como se muestra en la vista desde arriba presentada por la figura 18a, la caja de envasado 950 comprende un recipiente de envasado bivalvo que incluye una mitad o parte inferior 955 y una mitad o parte superior 960 que están conectadas una a otra por una parte de

conexión plegable 965. Como se muestra en las figuras 18a y 18b, las mitades inferior y superior 955, 960 están conformadas como recipientes generalmente rectangulares 970 que tienen unas colas 975a y 975b, respectivamente. La cola 975a es una parte integral de la mitad inferior 955 y la cola 975b es una parte integral de la mitad superior 960. Cada una de las colas 975a, 975b incluye un canal 976 que se extiende desde cada recipiente 970 y que permite que unos medios de esterilización (por ejemplo, a modo de ejemplo no limitativo, óxido de etileno) entren en la caja 950. La parte de conexión plegable 965 está conformada y configurada para conectar flexiblemente un borde de la mitad inferior 955 a un borde de la mitad superior 960. La mitad inferior 955 y la mitad superior 960 están conformadas y configuradas para permitir que la mitad superior 960 se pliegue en la mitad inferior 955 y encaje parcialmente dentro de ésta, cerrando así la caja 950 y conteniendo la lente de forma segura dentro del mismo. La configuración de la caja 950 permite que la lente se lleve dentro de un ambiente estéril y posibilita una fácil y estéril transferencia de campo de la lente en el quirófano.

Como se muestra en la figura 18d, la mitad superior 960 puede cerrarse contra la mitad inferior 955 para contener la lente dentro de ellas de una manera segura. La caja 950 está conformada y configurada para asegurar una lente de la presente descripción (por ejemplo, la lente 100) de una manera generalmente ajustada y acomodada a su forma. La caja 950 incluye salientes y cavidades para amortiguar y proteger la lente 100 dentro de la caja 950. La mitad o parte superior 960 y la mitad o parte inferior 955 de la caja 950 pueden asegurarse una a otra utilizando cualesquiera medios apropiados. Por ejemplo, en la realización representada, un acoplamiento de abrochado automático utilizando acoplamientos de ajuste por fricción entre partes de la mitad superior 960 y la mitad inferior 955 se usa para fijar la mitad superior 960 contra la mitad inferior 955 en una posición cerrada. En particular, la mitad superior 960 incluye unos salientes 980 que están conformados y configurados para acoplarse con rebajes 985 de pared de esquina internos de la mitad inferior 955 y "ajustarse por fricción" con ellos. Además, las colas 975a, 975b están conformadas y configuradas para enclavarse una con otra, como se muestra mejor en la figura 18d, asegurando así la mitad superior 960 contra la mitad inferior 955 en una posición cerrada.

Como se muestra en la figura 18b, la lente 100 puede asentarse de plano dentro de un pocillo de forma generalmente cuadrada 988 de la mitad inferior 955. La óptica 110 y/o el canto 120 pueden posicionarse sobre unas protuberancias bajas 990 y entre unas protuberancias altas 995. La mitad superior 960 incluye un pocillo 997 conformado de manera irregular que está conformado y configurado para acomodar las lengüetas 150 de la lente 100. En otras formas de realización, los pocillos 988, 997 pueden conformarse y configurarse para acomodar diversas formas de realización de lente de contacto quirúrgica aquí descritas de una manera acomodada en forma, segura y protegida. En algunas formas de realización, la caja 950 puede estar conformada y configurada para tener múltiples pocillos a fin de contener más de una lente de contacto quirúrgica de una vez.

Los expertos ordinarios en la materia apreciarán que las formas de realización abarcadas por la presente descripción no están limitadas a los ejemplos particulares de formas de realización descritos anteriormente. A este respecto, aunque se han mostrado y descrito formas de realización ilustrativas, se contempla un amplio rango de modificación, cambio y sustitución en la descripción anterior. Se entiende que pueden hacerse tales variaciones en lo anterior sin apartarse del alcance de la presente descripción. En consecuencia, es apropiado que las reivindicaciones adjuntas se interpreten ampliamente y de una manera compatible con la presente descripción.

REIVINDICACIONES

1. Lente de contacto oftalmoscópica (100, 520, 640, 700), que comprende:

una óptica (110) que incluye una superficie anterior que tiene un perfil de base esférico (160) y una superficie posterior (170) que tiene una forma sustancialmente correspondiente a una forma de una córnea (220) de un ojo; un collarín (140) formado de una sola pieza con la óptica y que rodea la óptica, presentando el collarín una curvatura (185) sustancialmente correspondiente a la curvatura de una esclerótica (S) de un ojo; y

caracterizada por que presenta un canto (120) formado de una sola pieza con el collarín, que comprende un tubo cilíndrico que rodea circunferencialmente la óptica y se extiende por encima de la superficie anterior de la óptica, en oposición al collarín, para formar un borde protector (175) alrededor de una circunferencia periférica de la superficie anterior de la óptica.

2. Lente de contacto oftalmoscópica según la reivindicación 1, en la que el canto (120) incluye un medio de agarre (130).

3. Lente de contacto oftalmoscópica según la reivindicación 1, que incluye además una pluralidad de lengüetas (150) que se extienden desde el collarín (140), presentando cada una de ellas una curvatura sustancialmente correspondiente a la curvatura de una esclerótica de un ojo.

4. Lente de contacto oftalmoscópica según la reivindicación 3, en la que la pluralidad de lengüetas (150) tienen las mismas dimensiones.

5. Lente de contacto oftalmoscópica según la reivindicación 3, en la que la pluralidad de lengüetas incluyen unas lengüetas (410, 420; 450, 460) de tamaños variables.

6. Lente de contacto oftalmoscópica según la reivindicación 3, en la que la pluralidad de lengüetas están igualmente espaciadas alrededor del collarín.

7. Lente de contacto oftalmoscópica (640) según la reivindicación 3, en la que las lengüetas individuales de la pluralidad de lengüetas (650) encapsulan cada una de ellas un peso (660).

8. Lente de contacto oftalmoscópica según la reivindicación 3, en la que la pluralidad de lengüetas incluye unas lengüetas que tienen cada una de ellas un perímetro flexible conformado y dimensionado para acoplarse a una cánula de trocar (230).

9. Lente de contacto oftalmoscópica (700, 800) según la reivindicación 1, en la que el collarín (710, 810, 870) incluye por lo menos un sitio de fijación (720, 825) configurado para encajar con una cánula de trocar (730, 830) que tiene por lo menos un sitio de fijación complementario (740, 885).

10. Lente de contacto oftalmoscópica (520) según la reivindicación 1, en la que una pluralidad de lengüetas (540, 560) se extienden íntegramente desde el canto (530) y están conformadas y configuradas para bascular hacia y lejos de una esclerótica del ojo en una junta de película (560) entre el canto y la pluralidad de lengüetas.

11. Sistema quirúrgico oftalmológico, que comprende:

una lente de contacto oftalmoscópica (100) según la reivindicación 1,

que incluye una caja de envasado (950) que comprende una parte superior (960) y una parte inferior (955), estando la parte superior y la parte inferior conformadas y configuradas para cerrarse una sobre otra y para contener la lente.

12. Sistema según la reivindicación 11, en el que la parte superior (960) incluye uno de entre un saliente (980) y un rebaje (985), y la parte inferior (955) incluye el otro de entre el saliente y el rebaje de tal manera que la parte superior y la parte inferior definen una cavidad que rodea sustancialmente la lente cuando el rebaje recibe el saliente.

13. Sistema según la reivindicación 11, en el que la parte superior incluye una primera parte de cola (975a) y la parte inferior incluye una segunda parte de cola (975b), estando las partes de cola enclavadas para fijar la parte superior contra la parte inferior.

14. Sistema según la reivindicación 11, en el que la parte inferior (955) incluye un primer conjunto de protuberancias (990) sobre el cual el canto de la lente se apoya de forma segura.

15. Sistema según la reivindicación 14, en el que la lente comprende además por lo menos una lengüeta que se

extiende desde el collarín y en el que la parte inferior comprende además un segundo conjunto de protuberancias (995), de tal manera que dicha por lo menos una lengüeta es fijada en su sitio dentro de la parte inferior por el segundo conjunto de protuberancias cuando el canto (120) de la lente se apoya de manera segura sobre el primer conjunto de protuberancias (990).

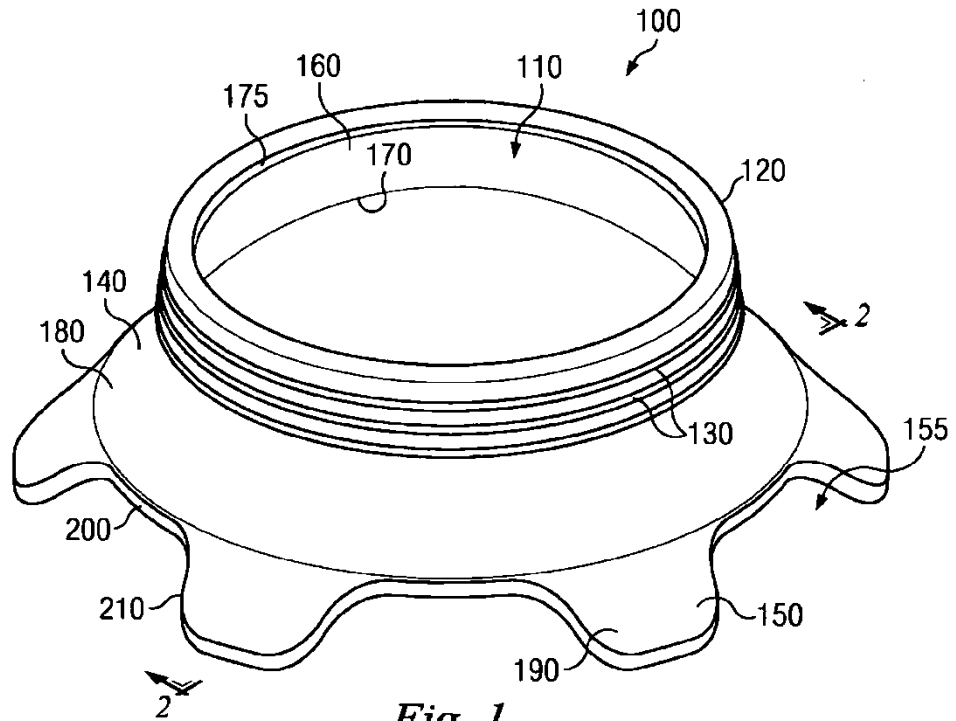


Fig. 1

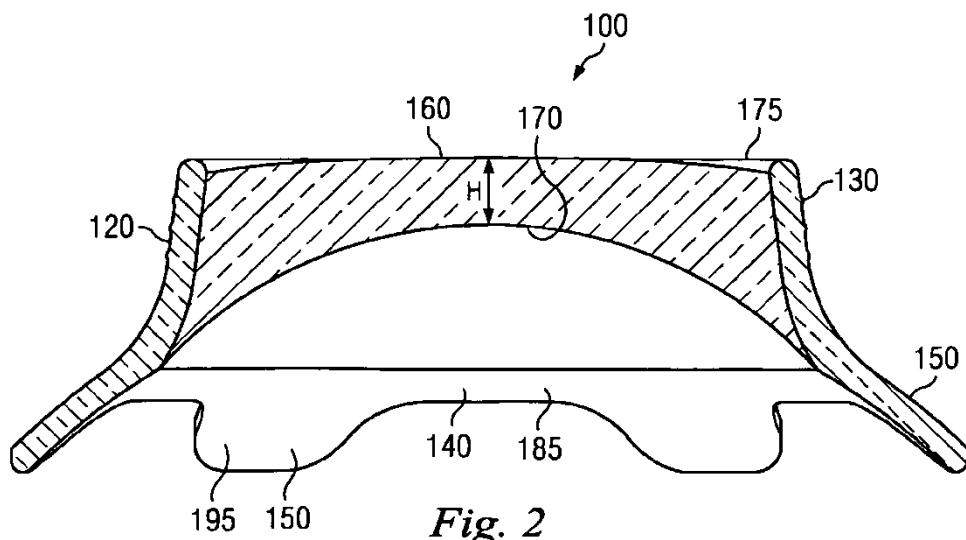


Fig. 2

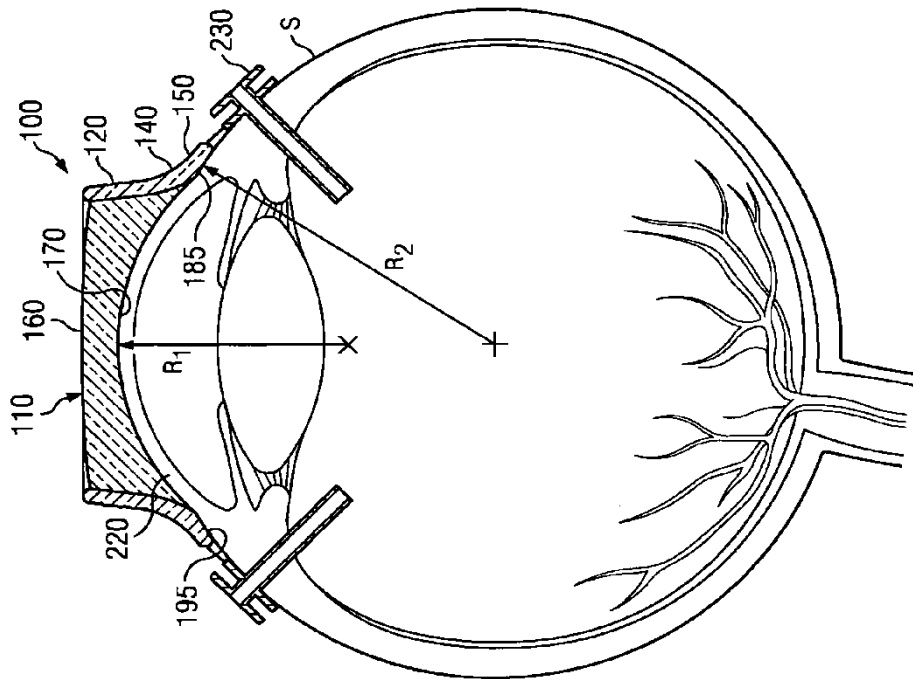


Fig. 4

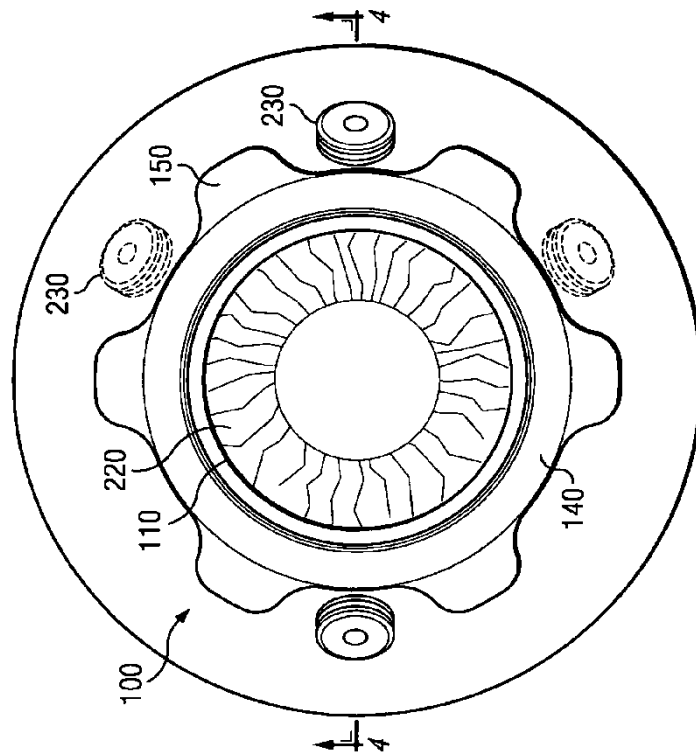
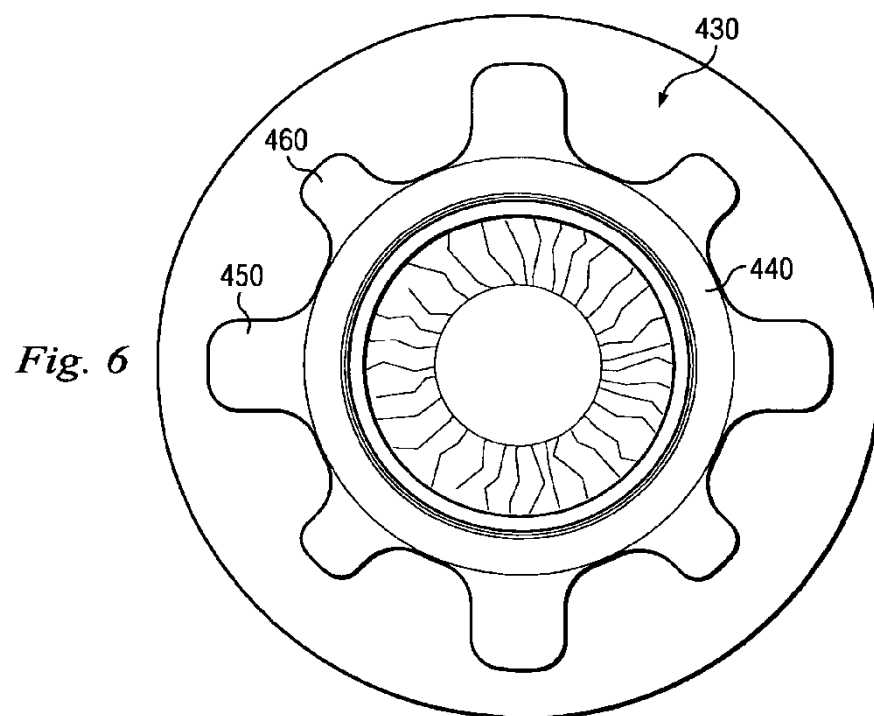
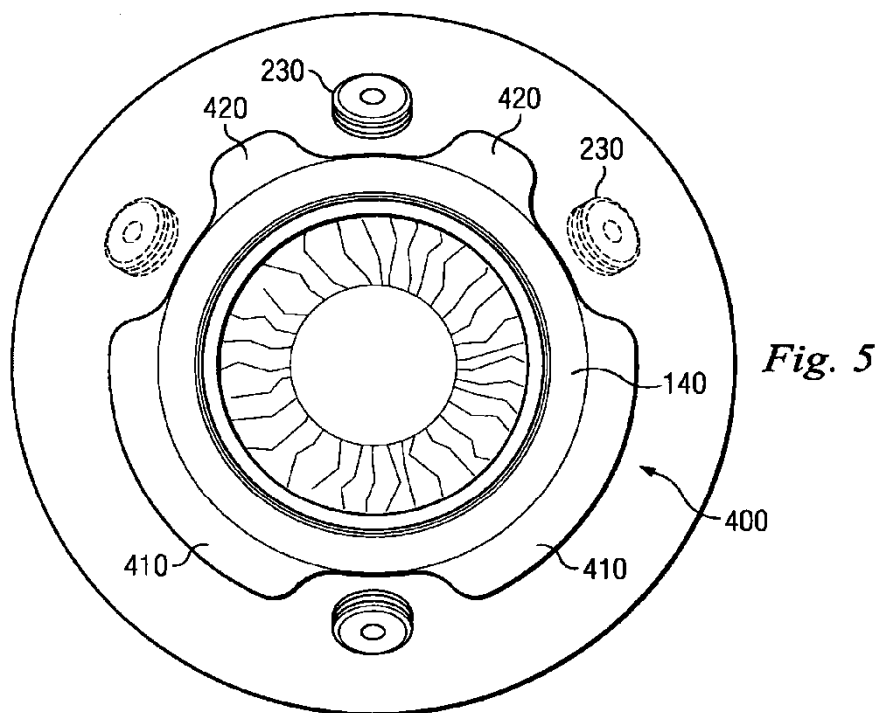
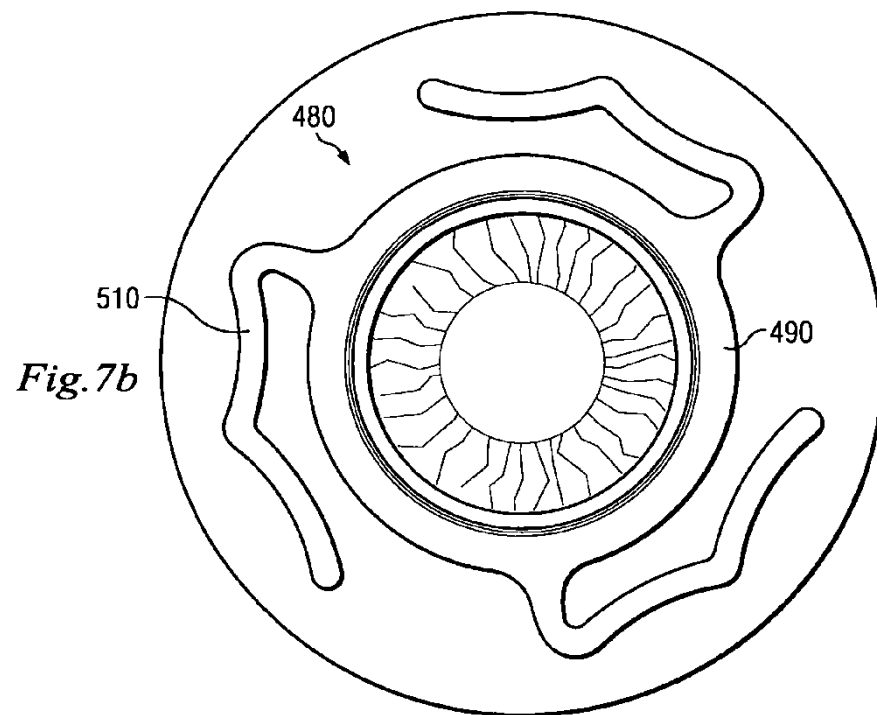
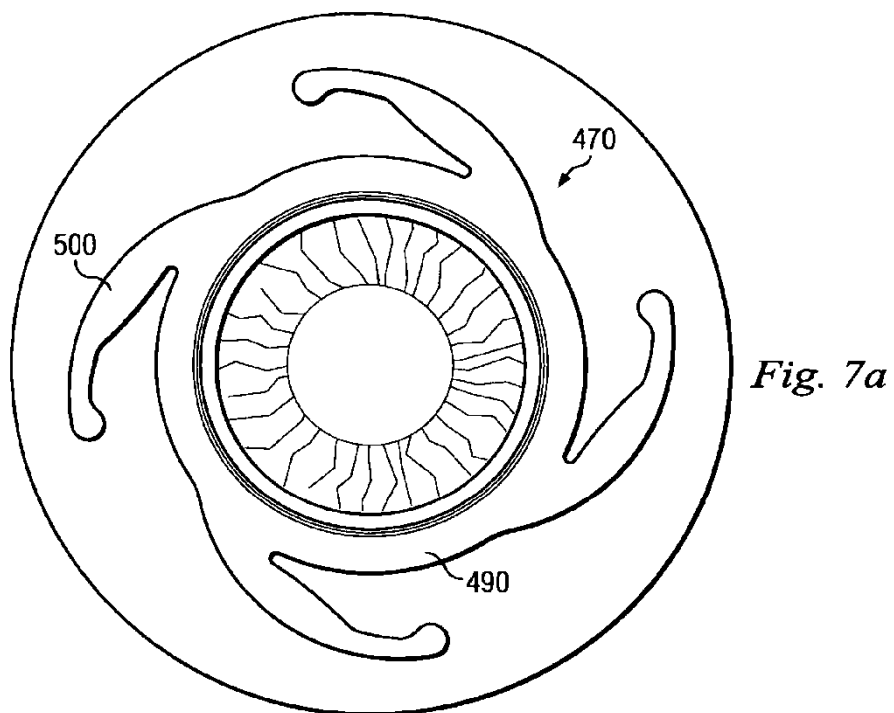


Fig. 3





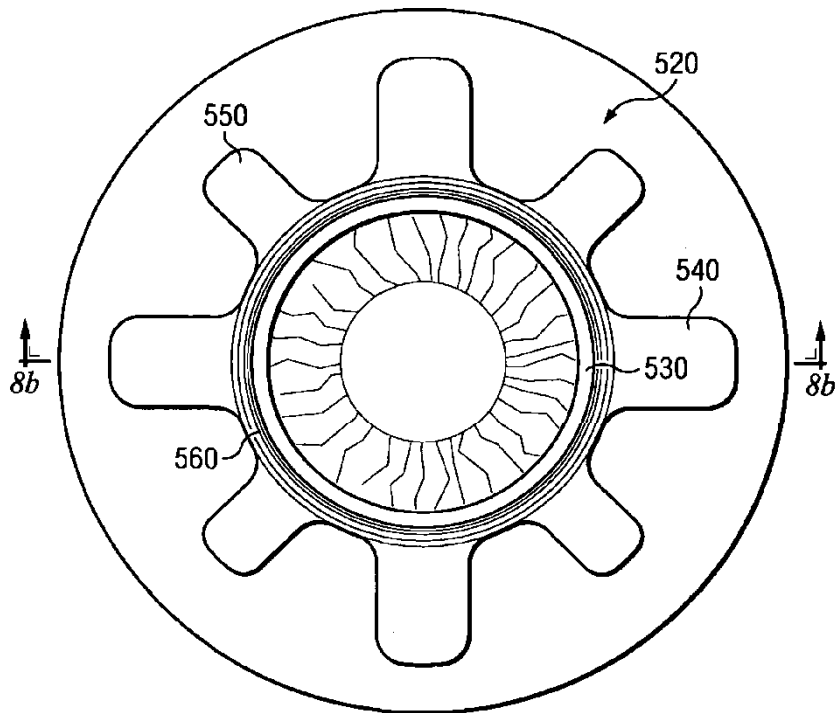


Fig. 8a

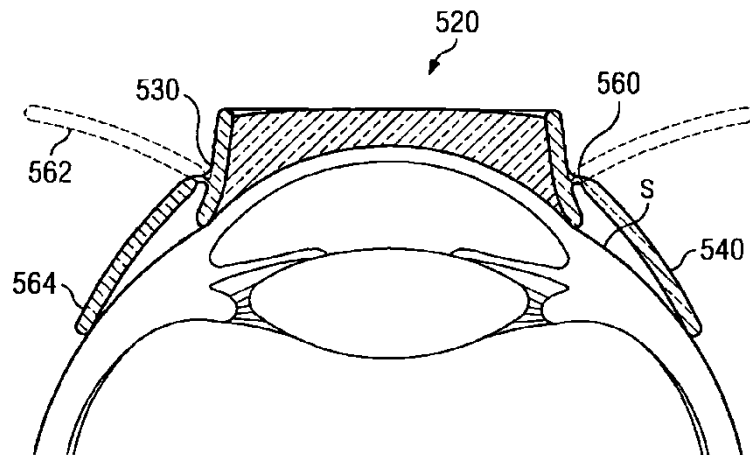


Fig. 8b

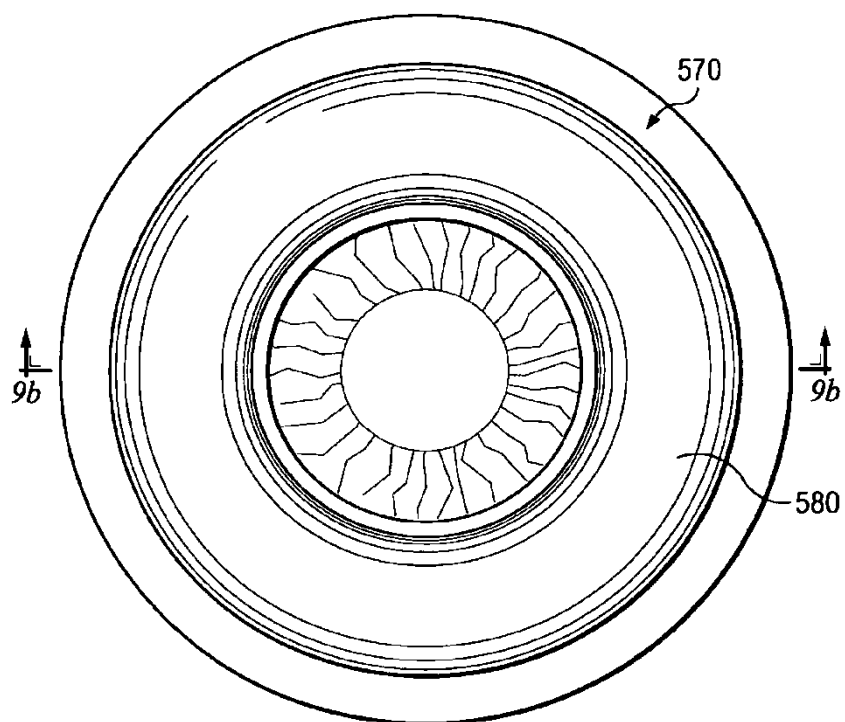


Fig. 9a

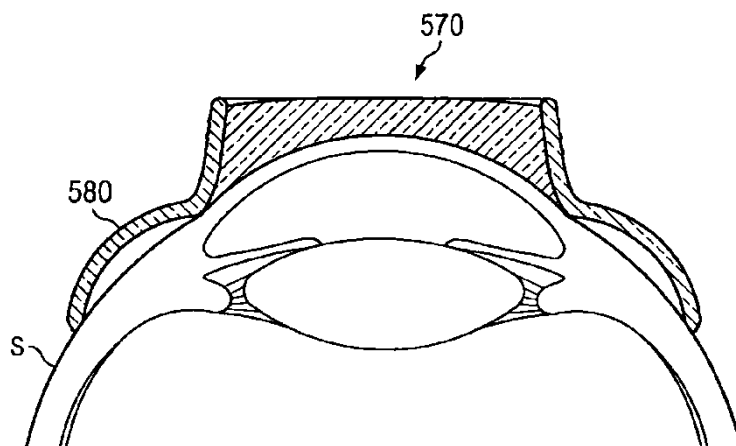


Fig. 9b

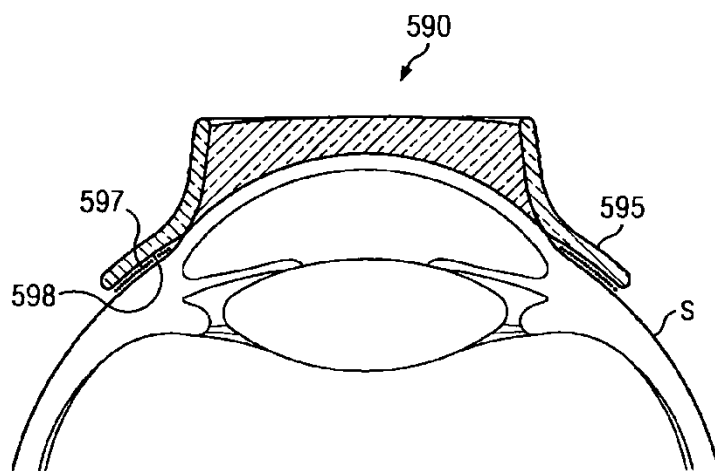


Fig. 9c

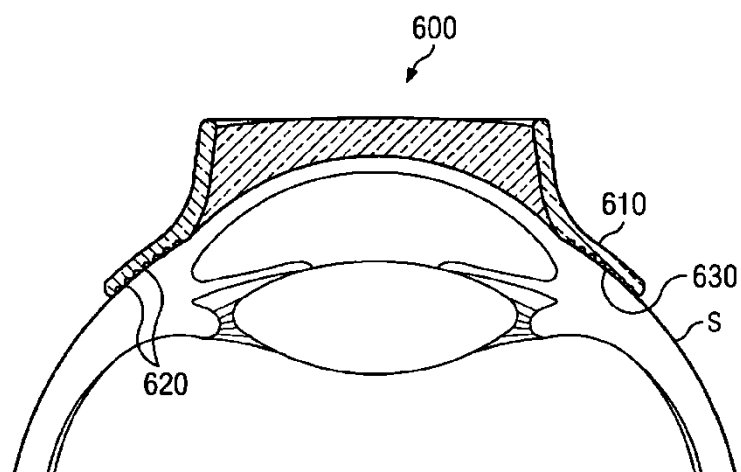


Fig. 9d

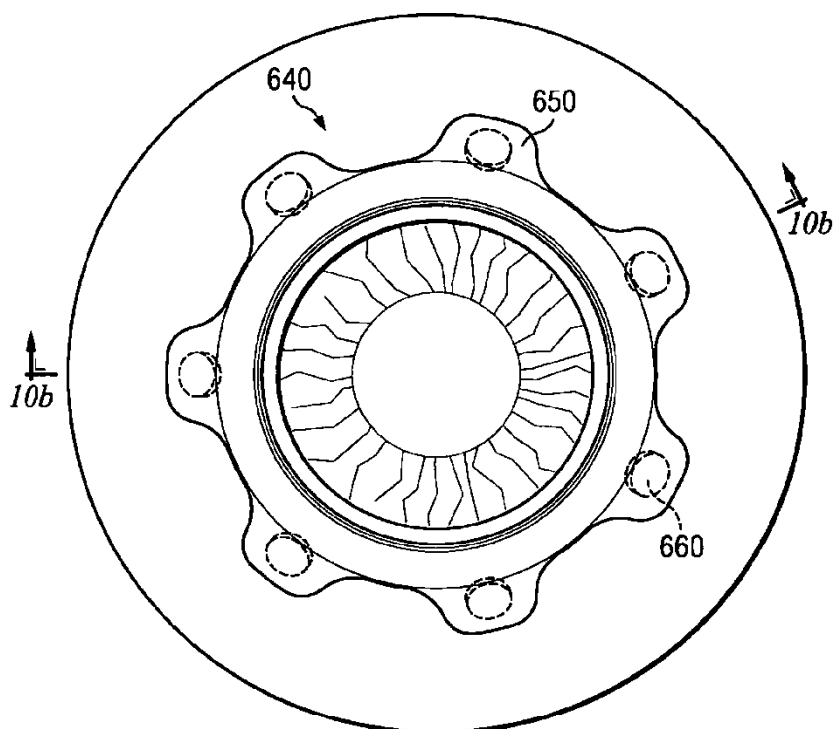


Fig. 10a

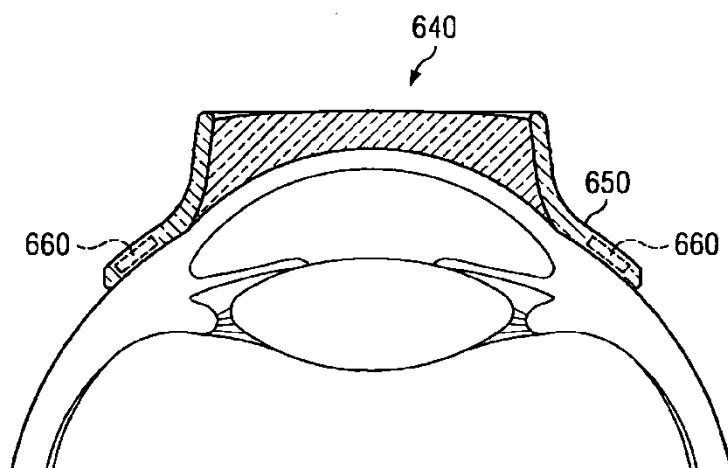


Fig. 10b

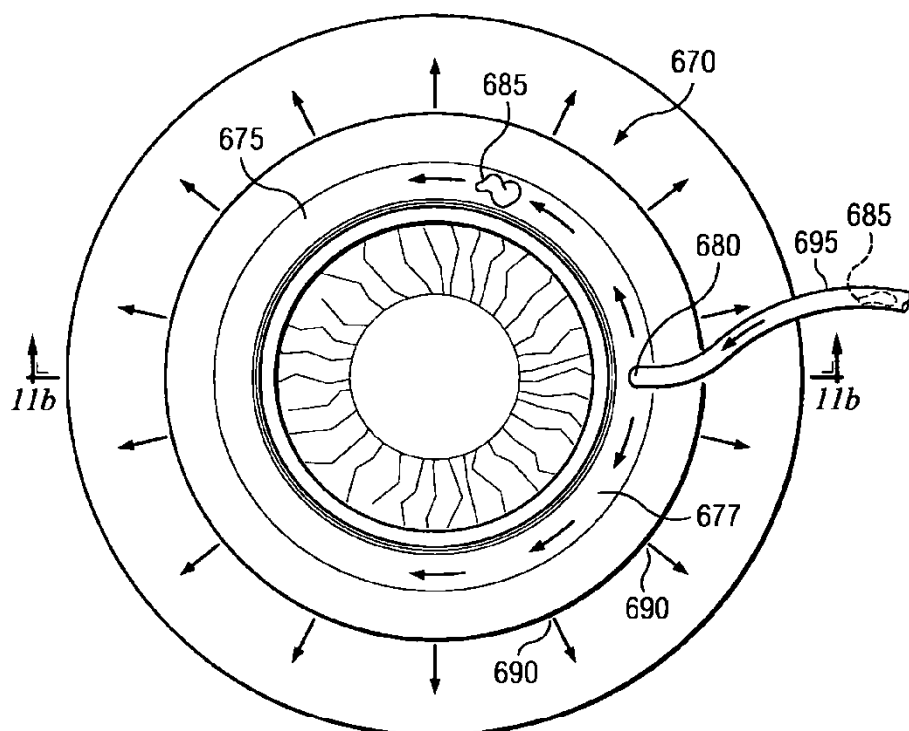


Fig. 11a

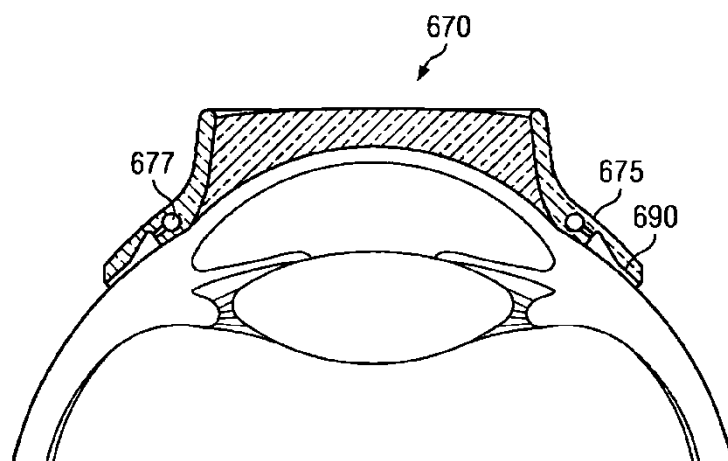


Fig. 11b

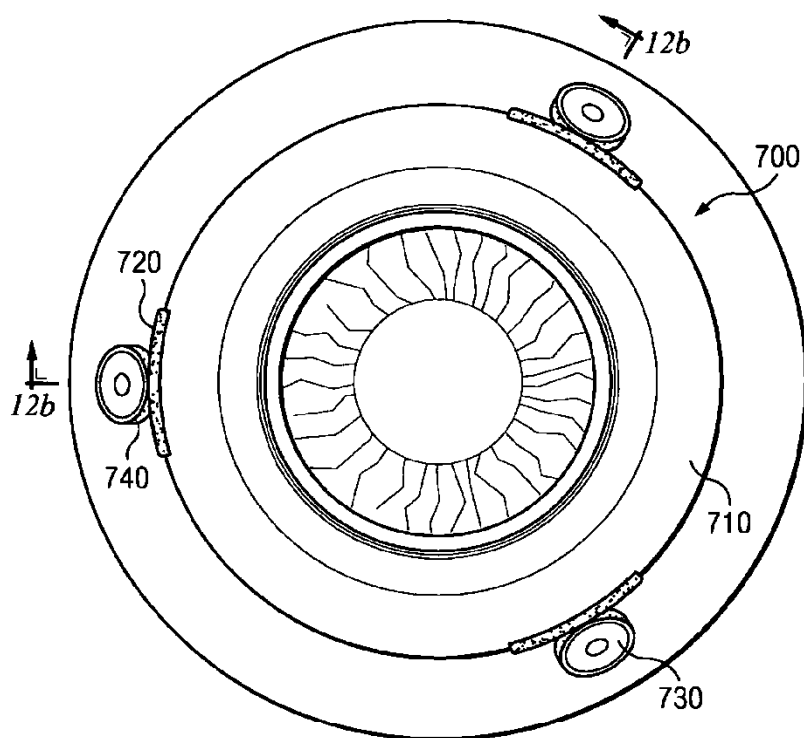


Fig. 12a

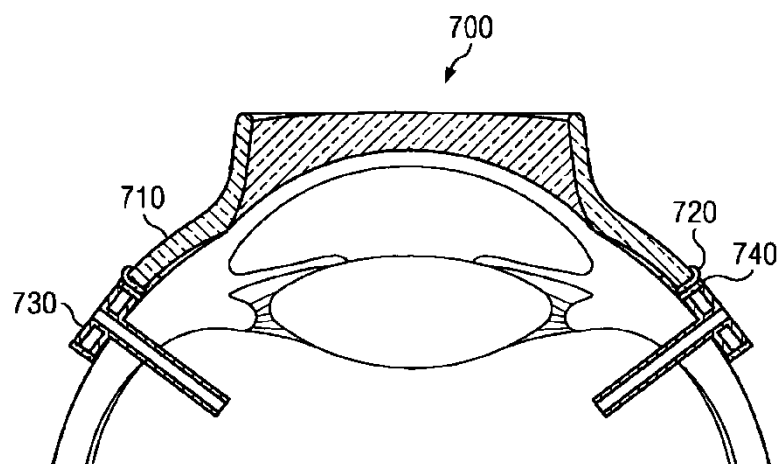
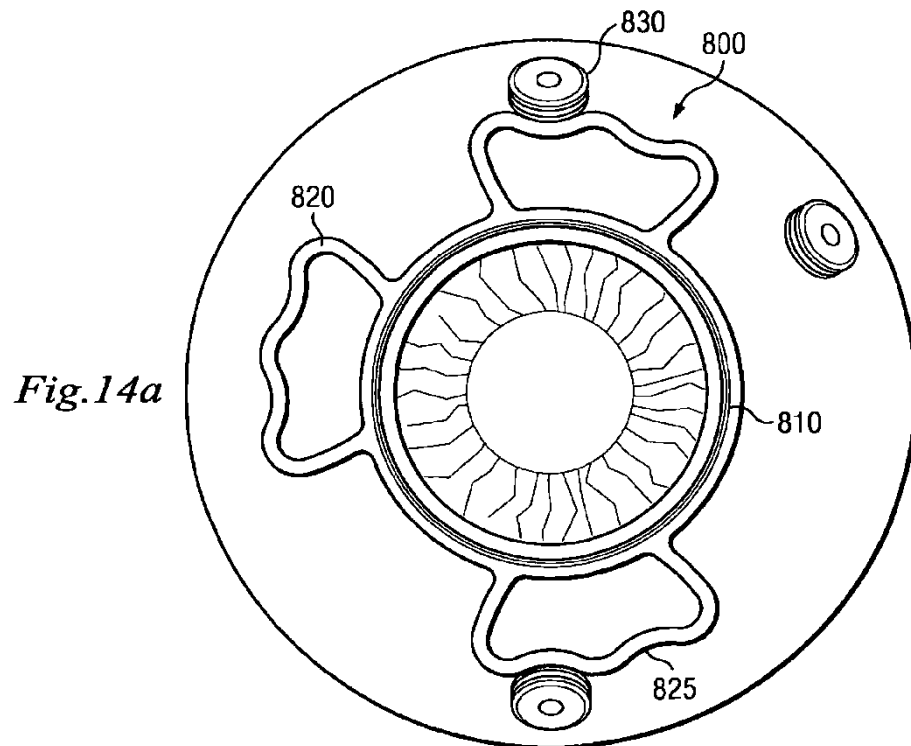
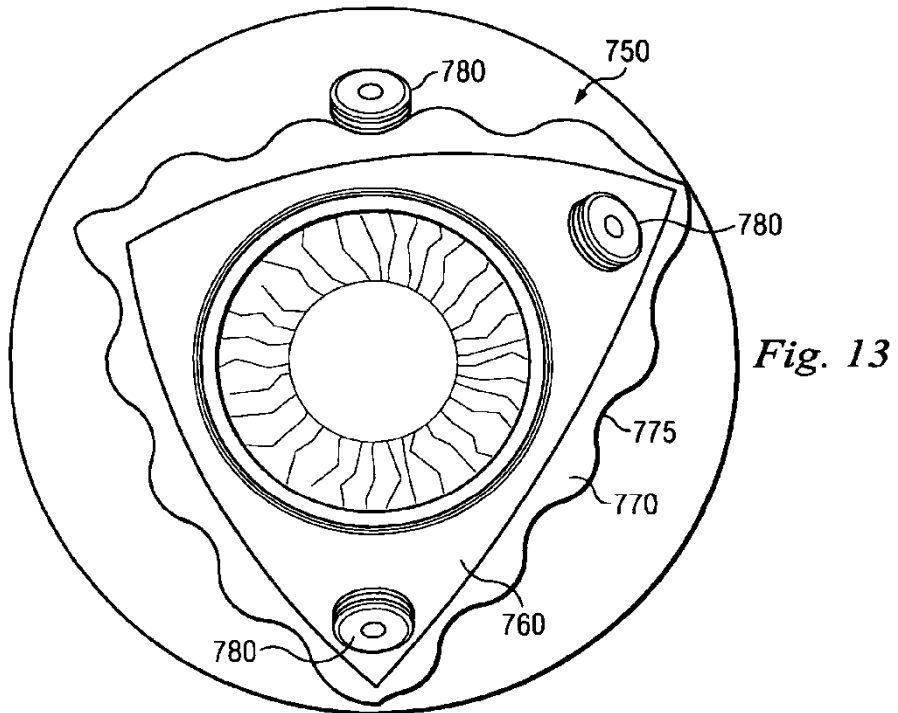


Fig. 12b



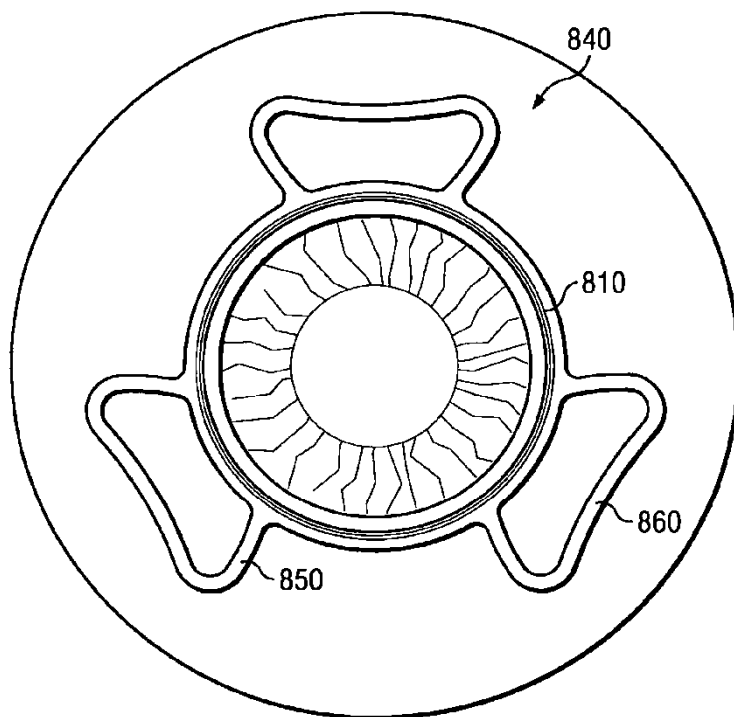


Fig. 14b

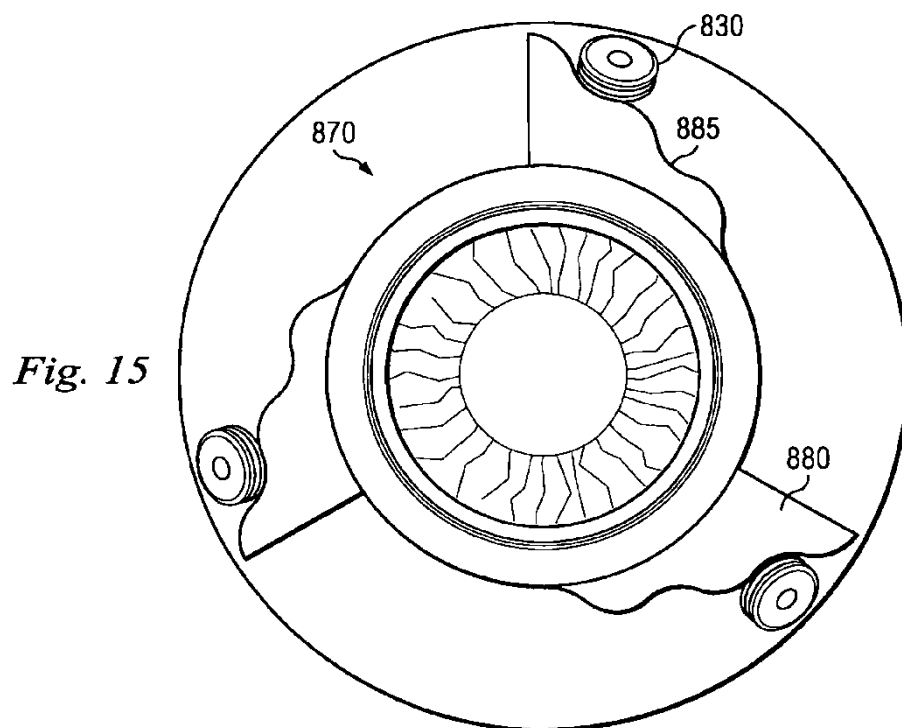


Fig. 15

