



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 357 464**

51 Int. Cl.:
A61F 2/16 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **08769234 .9**

96 Fecha de presentación : **29.04.2008**

97 Número de publicación de la solicitud: **2152202**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **17.02.2010**

54 Título: **Diseños de superficie periférica de una IOL para reducir la difotopsia negativa.**

30 Prioridad: **30.04.2007 US 741841**
24.05.2007 US 753251

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
26.04.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
26.04.2011

73 Titular/es: **ALCON, Inc.**
Bösch 69
6331 Hünenberg, CH

72 Inventor/es: **Simpson, Michael J.;**
Stanley, Dan;
Zhang, Xiaoxiao y
Ellis, K. Scott

74 Agente: **Curell Aguilá, Marcelino**

ES 2 357 464 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**ANTECEDENTES**

La presente invención se refiere en general a lentes intraoculares (IOL) y, particularmente, a las IOL que proporcionan a un paciente una imagen de un campo de visión sin la percepción de artefactos visuales en el campo visual periférico.

La potencia óptica del ojo está determinada por la potencia óptica de la córnea y la del cristalino natural, proporcionando el cristalino alrededor de un tercio de la potencia óptica total del ojo. El proceso de envejecimiento, así como ciertas enfermedades, tales como la diabetes, pueden provocar un enturbiamiento del cristalino natural, una afección comúnmente conocida como catarata, que puede afectar negativamente a la visión de un paciente.

Las lentes intraoculares se emplean como rutina para sustituir un cristalino natural enturbiado de este tipo. Aunque dichas IOL pueden restablecer la calidad de la visión de un paciente, algunos pacientes con IOL implantadas informan de fenómenos ópticos aberrantes, tales como halos, brillos o zonas oscuras en su visión. Estas aberraciones se denominan frecuentemente "disfotopsia". En particular, algunos pacientes informan de la percepción de sombras, particularmente en sus campos visuales periféricos temporales. Este fenómeno se denomina generalmente "disfotopsia negativa".

El documento US 2005060031 describe las características del preámbulo de la reivindicación 1.

Por lo tanto, existe una necesidad de proporcionar IOL mejoradas, en particular las IOL que puedan reducir la disfotopsia, en general, y la percepción de sombras o disfotopsia negativa, en particular.

SUMARIO

La presente invención proporciona, en general, lentes intraoculares (IOL) en las que una o más superficies periféricas de la óptica están diseñadas para aliviar y, preferentemente, eliminar, la percepción de sombras que reportan algunos pacientes de IOL.

La presente invención se basa, en parte, en el descubrimiento de que las sombras percibidas por pacientes con IOL pueden ser causadas por un efecto de doble formación de imagen cuando la luz entra en el ojo bajo ángulos visuales muy grandes. Más en particular, se ha descubierto que, en muchas IOL convencionales, la mayoría de la luz que entra en el ojo es enfocada por la córnea y la IOL sobre la retina, pero parte de la luz periférica no alcanza la IOL y, por tanto, es enfocada sólo por la córnea. Esto conlleva a la formación de una segunda imagen periférica. Aunque esta imagen puede ser valiosa puesto que extiende el campo de visión periférica, en algunos usuarios de IOL puede dar como resultado la percepción de un fenómeno similar a una sombra que puede ser molesto.

Para reducir las complicaciones potenciales de la cirugía de cataratas, los diseñadores de IOL modernas han buscado hacer más pequeño el componente óptico (la óptica) (y, preferentemente, plegable), de modo que pueda insertarse en la bolsa capsular con mayor facilidad después de la retirada del cristalino natural del paciente. El diámetro reducido de la lente y los materiales de lente plegables son factores importantes en el éxito de la cirugía moderna con IOL, puesto que reducen el tamaño de la incisión corneal que se requiere. Esto, a su vez, da como resultado una reducción en las aberraciones corneales derivadas de la incisión quirúrgica, puesto que, frecuentemente, no se requiere suturado. El uso de incisiones de autosellado da como resultado una rápida rehabilitación y reducciones adicionales en las aberraciones inducidas. Sin embargo, una consecuencia de la elección del diámetro de la óptica es que la óptica de IOL puede no ser siempre suficientemente grande (o puede desplazarse demasiado lejos con respecto al iris) para recibir toda la luz que entra en el ojo.

Además, el uso de materiales poliméricos mejorados y otros avances en la tecnología de las IOL han llevado a una reducción sustancial en la opacificación capsular, que ha ocurrido históricamente después de la implantación de una IOL en el ojo, por ejemplo debido al crecimiento celular. Asimismo, se han mejorado las técnicas quirúrgicas junto con los diseños de lentes, y el material biológico que solía afectar a la luz cerca del borde de una IOL, y en la zona que circunda la IOL, ya no lo hace. Estas mejoras han dado como resultado una mejor visión periférica, así como una mejor visión foveal, para los usuarios de IOL. Aunque una imagen periférica no se ve tan nítidamente como una imagen central (axial), la visión periférica puede ser muy valiosa. Por ejemplo, la visión periférica puede alertar a los usuarios de IOL de la presencia de un objeto en su campo de visión, en respuesta a la cual ellos pueden girar la cabeza para obtener una imagen más nítida del objeto. Es interesante observar a este respecto que la retina es un sensor óptico altamente curvado y, por tanto, puede proporcionar potencialmente capacidades de detección fuera de eje mejores que las de fotosensores planos comparables. De hecho, aunque no se aprecia ampliamente, los sensores retinales periféricos para ángulos visuales mayores que alrededor de 60 grados están situados en la porción anterior del ojo y están orientados generalmente hacia la parte trasera del ojo. Sin embargo, en algunos usuarios de IOL, la visión periférica mejorada puede conducir a la percepción de artefactos visuales periféricos, por ejemplo, en forma de sombras, o a exacerbar la misma.

La disfotopsia (o disfotopsia negativa) es observada frecuentemente por pacientes en sólo una porción de su campo de visión debido a que la nariz, la mejilla y la ceja bloquean la mayor parte de los rayos de luz periféricos de alto

ángulo - excepto los que entran en el ojo desde la dirección temporal. Además, debido a que la IOL está diseñada típicamente para ser fijada por hápticas al interior de la bolsa capsular, los errores en la fijación o cualquier asimetría en la propia bolsa pueden exacerbar el problema en particular, si la desalineación hace que más luz temporal periférica evite la óptica de IOL.

5 En muchas formas de realización de las IOL según las enseñanzas de la invención, una zona periférica de la superficie posterior de la IOL está configurada para dirigir por lo menos algunos de los rayos incidentes sobre la misma (a través de refracción por la superficie anterior y paso por el cuerpo de la lente) hasta una zona de intensidad reducida entre una imagen periférica secundaria, formada por rayos que entran en el ojo y que no alcanzan la IOL, y una imagen formada por la IOL. Dicha redirección de parte de la luz hacia la zona de sombra mejora ventajosamente e impide
10 preferentemente la percepción de artefactos visuales periféricos por los usuarios de IOL.

En un aspecto, se describe una IOL que incluye una superficie anterior y una superficie posterior dispuestas alrededor de un eje óptico, en donde la superficie posterior incluye una zona central que se extiende hasta una zona periférica. Una vez que la IOL se implanta en el ojo de un paciente, la superficie anterior y la zona central de la superficie posterior forman cooperativamente una imagen de un campo de visión sobre la retina y la zona periférica de la superficie posterior dirige por lo menos algunos rayos de luz incidentes sobre la misma (por ejemplo, a través de la refracción por la superficie anterior) hasta por lo menos una localización retinal decalada con respecto a la imagen para inhibir la
15 disfotopsia.

En un aspecto relacionado, la zona periférica está adaptada para recibir por lo menos parte de los rayos de luz incidentes sobre la superficie anterior bajo ángulos en un intervalo comprendido entre aproximadamente 50 y aproximadamente 80 grados con relación al eje óptico de la IOL. En algunas formas de realización, la superficie anterior exhibe un radio con relación al eje óptico en un intervalo comprendido entre aproximadamente 2 mm y aproximadamente 4,5 mm y la porción central de la superficie posterior exhibe un respectivo radio en un intervalo comprendido entre aproximadamente 1,5 mm y aproximadamente 4 mm. Además, la zona periférica puede tener una anchura en un intervalo comprendido entre aproximadamente 0,5 mm y aproximadamente 1 mm. La óptica está formada preferentemente de un material biocompatible que tiene un índice de refracción adecuado, por ejemplo comprendido entre aproximadamente 1,4 y aproximadamente 1,6.
20 25

En otro aspecto, una potencia de enfoque proporcionada por una combinación de la superficie anterior de la IOL y la zona central de la superficie posterior es mayor que una respectiva potencia de enfoque proporcionada por una combinación de la superficie anterior y la zona periférica de la superficie posterior. A título de ejemplo, dicha diferencia en las potencias de enfoque puede estar en un intervalo comprendido entre aproximadamente el 25% y aproximadamente el 75% y, preferentemente, en un intervalo comprendido entre aproximadamente el 25% y aproximadamente el 50%.
30

En otro aspecto, en la IOL anterior, por lo menos una de la superficie anterior o la zona central de la superficie posterior muestra una asfericidad, por ejemplo una caracterizada por una constante cónica en un intervalo comprendido entre aproximadamente -10 y aproximadamente -100.
35

En otro aspecto, una superficie de borde puede extenderse entre los límites de las superficies anterior y posterior. En muchas formas de realización, la superficie de borde está texturada (por ejemplo, incluye ondulaciones de superficie con amplitudes de superficie físicas en un intervalo comprendido entre aproximadamente 0,5 micrones y aproximadamente 2 micrones) para dispersar la luz incidente sobre la misma con el fin de impedir la formación de una imagen secundaria que podría exacerbar la disfotopsia. Aunque en esta forma de realización la superficie de borde es sustancialmente plana, en otras formas de realización es de preferencia altamente convexa para reducir aún más el riesgo de disfotopsia positiva debida a la reflexión interna de rayos incidentes sobre la misma.
40

Todavía en otro aspecto, una estructura difractiva dispuesta sobre una porción de la superficie anterior o la zona central de la superficie posterior proporciona a la IOL múltiples focos, por ejemplo un foco de cerca y un foco de lejos.
45

En otro aspecto, se describe una IOL que incluye una superficie óptica anterior y una superficie óptica posterior dispuestas alrededor de un eje óptico, proporcionando las superficies cooperativamente una potencia de enfoque principal para generar una imagen de un campo de visión sobre la retina de un ojo de un paciente en el que está implantada la IOL. Una superficie periférica anular rodea la superficie posterior. La superficie anular está adaptada para dirigir, en combinación con la superficie anterior, algunos rayos de luz incidentes sobre la superficie anterior hasta la retina, con una potencia de enfoque secundaria menor que la potencia principal, a fin de mejorar la disfotopsia. En algunos casos, la potencia de enfoque secundaria difiere de la potencia de enfoque principal en un factor en un intervalo comprendido entre aproximadamente el 25% y aproximadamente el 75% por ciento y, preferentemente, en un intervalo comprendido entre aproximadamente el 25% y aproximadamente el 50%.
50

Aunque en algunas formas de realización la superficie posterior y la superficie periférica anular forman una superficie óptica contigua, en otras formas de realización comprenden superficies independientes que están conectadas una a otra. Además, aunque en algunas formas de realización las superficies anterior y posterior tienen formas convexas, en otras formas de realización tienen otras formas, tales como cóncavas o planas.
55

Todavía en otro aspecto, se describe una IOL que incluye una superficie óptica anterior y una superficie óptica posterior que están dispuestas alrededor de un eje óptico. La IOL incluye además una superficie de enfoque anular que rodea por lo menos parcialmente la superficie posterior, en donde la superficie de enfoque anular está adaptada para inhibir la difotopsia una vez que la IOL se implanta en el ojo de un sujeto.

5 En un aspecto relacionado, en la IOL anterior la superficie de enfoque anular puede proporcionar cualquiera de una potencia de enfoque refractiva y/o una potencia de enfoque difractiva. Por ejemplo, la superficie de enfoque anular puede incluir una estructura difractiva para dirigir luz a la retina del paciente con el fin de mejorar y, preferentemente, impedir la difotopsia.

10 En otro aspecto, la invención proporciona una IOL que tiene una superficie anterior y una superficie posterior. La IOL puede incluir además uno o más elementos de enfoque que rodean por lo menos parcialmente la superficie posterior para dirigir parte de la luz incidente sobre la IOL a la retina a fin de inhibir la difotopsia. A título de ejemplo, los elementos de enfoque pueden comprender una pluralidad de lentes.

15 En otro aspecto, se describe un método de corregir la visión que incluye proporcionar una lente intraocular (IOL) para implantación en el ojo de un paciente, en donde la IOL comprende una superficie óptica anterior y una superficie óptica posterior dispuestas alrededor de un eje óptico, y la superficie posterior incluye una zona de enfoque anular que está adaptada para inhibir la difotopsia. La IOL puede implantarse en el ojo de un paciente, por ejemplo, para sustituir un cristalino natural enturbiado.

Puede obtenerse una comprensión adicional de la invención haciendo referencia a la siguiente descripción detallada en conjunción con los dibujos asociados, que se describen brevemente a continuación.

20 **BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS**

La figura 1A es una vista lateral esquemática de una IOL según una forma de realización de la invención.

La figura 1B es una vista en perspectiva esquemática de la IOL de la figura 1A.

25 La figura 2 representa esquemáticamente que algunos rayos de luz incidentes sobre la superficie anterior de la IOL de las figuras 1A y 1B son refractados por esa superficie para alcanzar la zona periférica de la superficie posterior de la IOL.

La figura 3 es otra vista lateral esquemática de la IOL de las figuras 1A y 1B en la que el radio de la superficie anterior y el de la zona central de la superficie posterior, así como la anchura de la zona periférica anular de la superficie posterior están marcadas.

30 La figura 4 es una vista lateral esquemática de una IOL según una forma de realización de la invención que incluye un borde texturado.

La figura 5 representa esquemáticamente la función de enfoque de la zona periférica de la superficie posterior de una IOL según la invención para mejorar y, preferentemente, impedir la difotopsia.

La figura 6A es una función de diseminación puntual calculada (PSF) correspondiente a una IOL convencional hipotética.

35 La figura 6B es una función de diseminación puntual calculada (PSF) correspondiente a una IOL hipotética según una forma de realización de la invención.

La figura 7 es una curva teórica que representa la irradiancia sobre la retina en función del ángulo visual para una IOL convencional y dos IOL según dos formas de realización de la invención.

40 La figura 8 representa esquemáticamente un segmento de sección transversal de la superficie posterior de la IOL de la figura 1A.

La figura 9 representa esquemáticamente la dispersión de luz incidente sobre la superficie de borde texturado de una IOL según una forma de realización de la invención.

45 La figura 10A es una vista en sección transversal esquemática de una IOL de acuerdo con otra forma de realización de la invención que tiene una superficie anterior, una superficie posterior y una zona periférica difractiva anular que rodea la superficie posterior.

La figura 10B es una vista esquemática en planta superior de la superficie posterior y la zona difractiva anular de la IOL de la figura 10A.

La figura 10C es una vista lateral esquemática de una IOL según otra forma de realización de la invención que tiene una lente de Fresnel sobre una zona periférica en su superficie posterior.

La figura 11A es una vista lateral esquemática de una IOL según otra forma de realización de la invención.

La figura 11B representa esquemáticamente la IOL de la figura 11A implantada en un ojo de un paciente, ilustrando además que la IOL inhibe la disfotopsia.

5 La figura 11C es una vista lateral esquemática parcial de una IOL según otra forma de realización de la invención similar a la IOL representada en la figura 11A.

La figura 12 es una vista lateral esquemática de una IOL multifocal según otra forma de realización de la invención.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

10 La presente invención proporciona, en general, unas lentes intraoculares que incluyen superficies periféricas de dirección de luz y/o unos elementos ópticos que dirigen por lo menos una porción de la luz incidente hacia uno o más localizaciones retinales desplazadas con respecto a una imagen principal formada por la IOL para inhibir (mejorar y, preferentemente, impedir) artefactos de visión periféricos en el campo visual del usuario de la IOL. La expresión "lente intraocular" y su abreviatura "IOL" se utilizan en la presente memoria de manera intercambiable para describir lentes que se implantan en el interior del ojo para sustituir el cristalino natural del ojo o aumentar de otra forma la visión independientemente de si se retira o no el cristalino natural. Por ejemplo, las lentes fáquicas son ejemplos de lentes que pueden implantarse en el ojo sin retirar el cristalino natural.

20 A título de ejemplo, haciendo referencia a las figuras 1A y 1B, una lente intraocular (IOL) 10 de acuerdo con una forma de realización de la invención incluye una óptica 12 dispuesta alrededor de un eje óptico OA, que está formada por una superficie anterior 14, una superficie posterior 16 y una superficie de borde 18 que se extiende entre las superficies anterior y posterior. La superficie posterior 16 incluye una zona central 20 que se extiende hasta una zona periférica anular 22.

25 La superficie anterior 14 y la zona central 20 de la superficie posterior 16 tienen formas sustancialmente convexas - aunque son posibles otras formas en otras formas de realización - y proporcionan cooperativamente una potencia de enfoque deseada, por ejemplo una en un intervalo comprendido entre aproximadamente -20 D y aproximadamente 40 D y, preferentemente, entre aproximadamente -15 D y aproximadamente +10 D. Como se expone con más detalle a continuación, una vez que se implanta la IOL en el ojo de un paciente, la potencia óptica proporcionada por la combinación de la superficie anterior y la zona central de la superficie posterior facilita la generación de una imagen de un campo de visión sobre la retina del paciente.

30 En esta forma de realización, la zona periférica 22 de la superficie posterior 16 tiene, no obstante, una forma sustancialmente cóncava y está adaptada para recibir rayos de luz periféricos incidentes sobre la superficie anterior bajo ángulos grandes con relación al eje óptico OA, por ejemplo, rayos incidentes sobre la superficie anterior bajo ángulos mayores que alrededor de 50 grados (por ejemplo, en un intervalo comprendido entre aproximadamente 50 grados y aproximadamente 80 grados) con relación al eje óptico OA. Más específicamente, como se muestra de manera esquemática en la figura 2, tales rayos (por ejemplo, los rayos 24a y 24b) son refractados por la superficie anterior 14 y pasan a través del cuerpo de la lente para ser incidentes sobre la zona periférica. Como se expone con más detalle a continuación, la zona de enfoque periférica 22 dirige estos rayos de luz a una o más localizaciones sobre la retina que están decaladas con respecto a la imagen formada por la superficie anterior y la zona central de la superficie posterior para inhibir la percepción de artefactos visuales periféricos (por ejemplo, sombras oscuras) por el paciente. Con este fin, en muchas formas de realización, la potencia refractiva proporcionada por la combinación de la superficie anterior y la zona periférica de la superficie posterior (denominada aquí también potencia secundaria de la IOL) es menor que la potencia refractiva principal de la IOL (es decir, la potencia refractiva proporcionada por la superficie anterior y la zona central de la superficie posterior). A título de ejemplo, la potencia secundaria de la IOL puede diferir de su potencia principal en un factor en un intervalo comprendido entre aproximadamente el 25% y aproximadamente el 75% por ciento y, más preferentemente, en un intervalo comprendido entre aproximadamente el 25% y aproximadamente el 50%. En esta forma de realización, la potencia secundaria de la IOL es de alrededor de la mitad de su potencia principal.

45 Como se muestra esquemáticamente en la figura 3, en muchas formas de realización la superficie anterior 14 puede tener un radio R con relación al eje óptico OA en un rango de alrededor de 2 mm a alrededor de 4,5 mm, mientras que la zona central 20 de la superficie posterior 16 puede tener un respectivo radio R' en un intervalo comprendido entre aproximadamente 1,5 mm y aproximadamente 4 mm. La zona periférica anular 20 de la superficie posterior 16 puede, a su vez, tener una anchura w en un intervalo comprendido entre aproximadamente 0,5 mm y aproximadamente 1 mm. Además, el índice de refracción del material del que está formada la IOL puede estar comprendido entre aproximadamente 1,4 y aproximadamente 1,6.

55 Haciendo referencia a la figura 4, en algunas formas de realización la superficie de borde 18 que se extiende entre los límites de la superficie anterior 14 y la superficie posterior 16 está texturada para provocar la dispersión de la luz incidente sobre la misma. Por ejemplo, la superficie de borde 18 puede incluir una pluralidad de ondulaciones de superficie 26 con amplitudes de superficie físicas que son del orden de longitudes de onda de la luz visible (por ejemplo, las amplitudes de las ondulaciones de superficie pueden estar comprendidas entre aproximadamente el 0,5 micrones y

aproximadamente 2 micrones).

La óptica 12 está formada preferentemente de un material biocompatible, tal como acrílico blando, silicona, hidrogel u otros materiales poliméricos biocompatibles que tengan un índice de refracción requerido para una aplicación particular. Por ejemplo, en algunas formas de realización la óptica puede estar formada de un copolímero reticulado de acrilato de 2-feniletilo y metacrilato de 2-feniletilo, que se conoce comúnmente como Acrysol[®].

Haciendo referencia de nuevo a la figura 1A, la IOL 10 puede incluir también una pluralidad de miembros de fijación (hápticas) 28 que facilitan su colocación en el ojo. De manera similar a la óptica 10, las hápticas 28 pueden estar formadas también de un material biocompatible adecuado, tal como polimetilmetacrilato. Aunque en algunas formas de realización las hápticas puede formarse de manera solidaria con la óptica, en otras formas de realización (IOL multipieza) las hápticas se forman de manera independiente y se unen a la óptica de una manera conocida en la técnica. En el último caso, el material del que están formadas las hápticas puede ser el mismo que el material que forma la óptica o diferente de éste. Deberá apreciarse que diversos diseños de háptica para mantener la estabilidad y el centrado de la lente son conocidos en la técnica, incluyendo, por ejemplo, bucles C, bucles J y diseños de háptica en forma de placa. La presente invención se emplea fácilmente con cualquiera de estos diseños de háptica.

Además, en esta forma de realización la óptica 10 es plegable para facilitar su inserción en el ojo de un paciente, por ejemplo para sustituir un cristalino natural enturbiado.

En uso, la IOL puede implantarse en el ojo de un paciente durante la cirugía de cataratas para sustituir un cristalino natural enturbiado. Durante la cirugía de cataratas, puede hacerse una incisión en la córnea, por ejemplo mediante un bisturí de diamante, para permitir que otros instrumentos entren en el ojo. Seguidamente, puede accederse a la cápsula anterior del cristalino a través de esa incisión para cortarla de una manera circular y retirarla del ojo. Puede insertarse entonces una sonda a través de la incisión corneal para romper el cristalino natural por ultrasonidos y pueden aspirarse los fragmentos de cristalino. Puede emplearse un inyector para colocar la IOL en la cápsula del cristalino original mientras aquella está en un estado plegado. Tras la inserción, la IOL puede desplegarse y su háptica puede anclarla dentro de la bolsa capsular.

En algunos casos, la IOL se implanta en el ojo utilizando un sistema inyector en vez de emplear inserción por fórceps. Por ejemplo, puede utilizarse una pieza de mano de inyección que tenga una boquilla adaptada para su inserción a través de una pequeña incisión en el ojo. La IOL puede ser empujada a través del ánima de la boquilla para suministrarla a la bolsa capsular en un estado plegado, retorcido o comprimido de otra forma. El uso de tal sistema inyector puede ser ventajoso, ya que permite implantar la IOL a través de una pequeña incisión en el ojo y minimiza además la manipulación de la IOL por el profesional médico. A título de ejemplo, la patente US n° 7.156.854, titulada "Sistema de suministro de lente", describe un sistema inyector de IOL. Las IOL según diversas formas de realización de la invención, tal como la IOL 10, están diseñadas preferentemente para inhibir la disfotopsia mientras aseguran que sus formas y tamaños les permitan insertarse en el ojo a través de pequeñas incisiones con ayuda de los sistemas inyectoros.

Una vez implantada en el ojo de un paciente, la IOL 10 puede formar una imagen de un campo de visión. A título de ejemplo, haciendo referencia a la figura 5, una pluralidad de rayos de luz, tales como los rayos 30 tomados como ejemplo, que emanan de un campo de visión pueden enfocarse por la potencia óptica combinada de la superficie anterior de la IOL y la de la zona central de la superficie posterior de la IOL para formar una imagen I1 (denominada aquí también imagen principal) sobre la retina. En el ejemplo de la IOL 10, la zona central 20 de la superficie posterior 16 tiene una extensión radial más pequeña que la superficie anterior para acomodar la incorporación de la zona periférica 22 en la IOL. Sin embargo, el tamaño más pequeño de la zona central de la superficie posterior no lleva a una degradación sustancial, si la hay, de una calidad de imagen óptica sobre el eje. En particular, la córnea proporciona algún enfoque que la luz antes de que alcance la superficie anterior de la IOL, y la superficie anterior enfoca adicionalmente la luz antes de que alcance la superficie posterior de la IOL. Como resultado, un haz de luz sustancialmente sobre el eje, que es incidente sobre la córnea con un diámetro dado (por ejemplo, 6 mm), tiene un diámetro reducido en la superficie posterior. Como tal, la zona periférica no interfiere con el enfoque de tal haz de luz y, por tanto, puede obtenerse una imagen de un campo de visión con buena calidad óptica.

Haciendo referencia continuada a la figura 5, así como a la figura 1A, la zona periférica 22 de la superficie posterior de la IOL recibe a su vez rayos de luz incidentes sobre la superficie anterior de la IOL bajo ángulos relativamente grandes con respecto al eje óptico OA de la IOL (tales como los ejemplos de rayos 34) y dirige esos rayos a una localización o localizaciones sobre la retina (tal como la localización retinal I2) que están decaladas con respecto a la imagen I1 para inhibir la disfotopsia. La función de enfoque de la zona periférica para mejorar y, preferentemente, impedir la disfotopsia puede entenderse mejor considerando que algunos rayos de luz periféricos, tales como los rayos 38, que entran en el ojo bajo ángulos visuales grandes (por ejemplo, bajo ángulos mayores que alrededor de 50 grados con relación al eje visual del ojo, por ejemplo en un rango de alrededor de 50 grados a alrededor de 80 grados) pueden no alcanzar la IOL. Como tales, los rayos de luz son refractados sólo por la córnea y, por tanto, pueden ser incidentes sobre una porción periférica de la retina para formar una imagen secundaria (tal como la imagen I3 esquemáticamente representada). Este efecto de formación de imagen doble puede ocasionar la percepción de un fenómeno similar a las sombras por algunos pacientes. Para aliviar este efecto, la zona periférica de la superficie posterior dirige parte de los rayos incidentes sobre la IOL a la zona de sombra entre las dos imágenes. Más específicamente, como se expone

anteriormente, algunos rayos de luz que son periféricamente incidentes sobre la superficie anterior de la IOL son refractados por esa superficie para alcanzar, por paso a través del cuerpo de la lente, la zona periférica que, a su vez, refracta esos rayos adicionalmente para dirigirlos a la zona retinal de intensidad (sombra) reducida.

5 A modo de ilustración adicional, la figura 6A muestra una función de diseminación puntual calculada (PSF) sobre la retina periférica de un ojo pseudofáquico en el que se ha implantado una IOL convencional. La PSF
 10 corresponde a una imagen formada por luz procedente de una fuente puntual distante bajo un ángulo visual grande. El ejemplo de PSF incluye dos componentes: un componente central A correspondiente a la luz enfocada por la potencia de enfoque combinada de la córnea y la IOL (por ejemplo, una potencia total de alrededor de 60 D) y un componente
 15 periférico B correspondiente a la luz que no alcanza la IOL y se enfoca sólo por la potencia de enfoque de la córnea (por ejemplo, una potencia de alrededor de 44 D). En este ejemplo, se muestra sólo un componente periférico correspondiente a la luz que entra en el ojo desde el lado temporal, ya que la nariz, las cejas y las mejillas impiden
 20 generalmente la formación de tales sombras el desplazamiento de la luz que en otras direcciones. La presencia de estos dos componentes crea una zona de sombra intermedia que puede ser percibida como una sombra cuando se ve un objeto grande en la visión periférica. La sombra es periférica, por ejemplo en este caso bajo un ángulo visual de alrededor de 70 grados, y es percibida típicamente en la zona del ecuador del globo ocular, en donde la retina es relativamente perpendicular a la luz entrante. Se perciben generalmente sombras para objetos grandes (por ejemplo, típicamente con pupilas más pequeñas en condiciones de luz brillante) en vez de fuentes puntuales. En otras palabras, la sombra es creada por adición de las PSF correspondiente a diferentes puntos del objeto. Además, la forma de media luna larga y delgada de la PSF tiende a mejorar la visibilidad de una sombra vertical que algunos usuarios de IOL describen como de forma de media luna.

En contraste, la figura 6B muestra una PSF calculada sobre la retina de un ojo pseudofáquico en el que se ha implantado una IOL según una realización de la invención, tal como la IOL anterior 10. De manera similar a la PSF mostrada en la figura 6A para una IOL convencional, esta PSF incluye también un componente central A, así como un
 25 componente periférico B. Sin embargo, esta PSF incluye además un componente intermedio C que está localizado en el intersticio entre los componentes central y periférico. El componente intermedio de la PSF es generado por la función de enfoque combinada de la superficie anterior de la IOL y la zona periférica de su superficie posterior. Aunque este componente intermedio de la PSF no tiene efecto sustancial sobre la formación de imagen axial, alivia y, preferentemente, elimina la percepción de una sombra.

A modo de ilustración adicional de la función de enfoque de la zona periférica de una IOL de la invención para aliviar la percepción de sombras oscuras, la figura 7 proporciona una comparación teórica de irradiancia retinal frente a
 30 ángulo visual entre una IOL convencional hipotética y dos ejemplos de IOL hipotéticas según dos formas de realización de la invención. La curva correspondiente a la IOL convencional (mostrada por triángulos llenos) muestra una depresión a un ángulo visual de alrededor de 75 grados que puede llevar a la percepción de una sombra. En contraste, las curvas correspondientes a las IOL de la invención (la curva mostrada por esferas llenas corresponde a una IOL que tiene una zona anular periférica sustancialmente esférica y la mostrada por cuadrados vacíos corresponde a una IOL que tiene una zona anular periférica tórica) muestran que la profundidad de la sombra (es decir, la profundidad de la depresión a un ángulo visual de alrededor de 75 grados) es reducida en alrededor del 50%. Esta reducción puede aliviar y, en muchos casos, eliminar la percepción de una sombra por el paciente. De hecho, se esperan incluso reducciones modestas en condiciones que crean sombras oscuras para eliminar su percepción.

La zona periférica anular de la IOL 10 puede tener una variedad de perfiles de superficie diferentes. Por ejemplo, la figura 8 muestra esquemáticamente un segmento de sección transversal A de la superficie posterior de la IOL en un plano que contiene el eje óptico OA. En algunas formas de realización, una curva B que caracteriza el perfil en sección transversal de la zona periférica puede tener la forma de un semicírculo. Alternativamente, en algunos casos, la curva B puede exhibir una desviación creciente respecto de la circularidad en función de la distancia creciente al eje
 45 óptico OA. En otras formas de realización, la curva A puede ser sustancialmente parabólica o adoptar cualquier otra forma adecuada.

Haciendo referencia a las figuras 4 y 9, como se observa anteriormente, en algunas formas de realización la superficie de borde 19 está texturada; por ejemplo, incluye una pluralidad de ondulaciones de superficie 26. La superficie texturada puede provocar la dispersión de rayos de luz, tales como los rayos 11, que son refractados por la superficie anterior 14 para que sean incidentes sobre la misma. Dicha dispersión de la luz por la superficie texturada mejora y, preferentemente, elimina la posibilidad de que parte de la luz incidente sobre la superficie de borde experimente una reflexión interna total y sea refractada seguidamente por la superficie posterior 16 para formar una imagen secundaria sobre la retina. Dicha imagen secundaria podría provocar la percepción de una sombra oscura por el paciente - este fenómeno se denomina típicamente disfotopsia positiva. Por tanto, el texturado de la superficie de borde puede impedir preferentemente tal disfotopsia positiva. Además, en algunas implementaciones, la superficie de borde es altamente convexa.

Algunas formas de realización de la invención proporcionan una IOL que incluye una zona periférica posterior difractiva que envía parte de la luz incidente sobre la IOL a la zona de sombra para mejorar y, preferentemente, impedir la disfotopsia. A modo de ejemplo, las figuras 10A y 10B representan esquemáticamente una IOL 54 de esta clase que incluye una superficie anterior 56 y una superficie posterior 58 que proporcionan cooperativamente una potencia óptica deseada, por ejemplo en un rango de alrededor de -15 D a alrededor de 40 D, que se denomina en la presente memoria

potencia principal de la IOL. Una estructura difractiva 60 forma una zona periférica anular que rodea la superficie posterior 58. Además, una superficie de borde 61, que está preferentemente texturada, conecta la superficie anterior al límite exterior de la zona periférica. Aunque no se muestra, la IOL 54 puede incluir también una pluralidad de miembros de fijación (hápticas) que facilitan su colocación en el ojo.

5 En esta forma de realización, la estructura difractiva 60 está formada por una pluralidad de zonas difractiva 62, cada una de las cuales está separada de una zona adyacente por un escalón. En esta forma de realización, las alturas de escalón son uniformes - aunque en otras formas de realización son posibles también alturas de escalón no uniformes - y pueden representarse por la siguiente relación:

$$\text{Altura de escalón} = \frac{\lambda}{a(n_2 - n_1)} \quad \text{Ecuación (1)}$$

10 en la que

λ denota una longitud de onda de diseño (por ejemplo, 550 nm),

a denota un parámetro que puede ajustarse para controlar la eficiencia de la difracción asociada con diversos órdenes; por ejemplo, a puede seleccionarse para que sea 1,

n_2 denota el índice de refracción de la óptica,

15 n_1 denota el índice de refracción de un medio en el que está colocada la lente.

Aunque en esta forma de realización la zona periférica difractiva tiene un perfil de base sustancialmente plano, en otras formas de realización el perfil de base puede estar curvado. En uso, la estructura difractiva 60 recibe parte de los rayos de luz incidentes sobre la superficie anterior, por ejemplo rayos que son incidentes sobre la superficie anterior bajo ángulos en un intervalo comprendido entre aproximadamente 50 y aproximadamente 80 grados con relación al eje óptico OA. La estructura difractiva dirige por lo menos parte de los rayos a una zona de la retina que está decalada con relación a una imagen formada por la potencia principal de la IOL (por ejemplo, a una zona de sombra entre una imagen secundaria formada por rayos periféricos entrantes que no alcanzan la IOL y una imagen formada por la IOL) para inhibir la disforopsia. A este fin, en algunos casos, la estructura difractiva junto con la superficie anterior proporciona una potencia óptica que es menor que la potencia principal de la IOL en un factor en un intervalo comprendido entre aproximadamente el 25% y aproximadamente el 75% y, preferentemente, entre aproximadamente el 25% y aproximadamente el 50%.

Con referencia a la figura 10C, una IOL 11 según otra realización incluye una superficie anterior 13 y una superficie posterior 15 que se extiende desde una porción central 17 hasta una porción periférica 19. Una lente de Fresnel 21 está dispuesta sobre la porción periférica de la superficie posterior. La lente de Fresnel está adaptada para dirigir la luz incidente sobre la misma a la zona de sombra retinal entre una imagen formada por la superficie anterior y la porción central de la superficie posterior y una segunda imagen periférica que puede ser formada por rayos periféricos que entran en el ojo y no alcanzan la IOL. En algunas implementaciones, la potencia óptica proporcionada por la combinación de la superficie anterior y la lente de Fresnel es menor que la potencia óptica proporcionada por la superficie anterior y la porción central de la superficie posterior, por ejemplo en un factor en un intervalo comprendido entre aproximadamente el 25% y aproximadamente el 75%.

En algunos casos, la calidad de la imagen principal (la imagen formada por la superficie anterior de la IOL y la zona central de su superficie posterior) puede afectar a la percepción de sombras. Por tanto, en algunas formas de realización, la superficie anterior y/o la porción central de la superficie posterior pueden exhibir un grado de asfericidad y/o toricidad. Enseñanzas adicionales con respecto al uso de superficies esféricas y/o tóricas en IOL, tales como las diversas formas de realización discutidas aquí, pueden encontrarse en la solicitud de patente US n° 11/000.728, titulada "Contrast-Enhancing Aspheric Intraocular Lens", presentada el 1 de diciembre de 2004 y publicada como publicación n° 2006/0116763.

En algunas formas de realización, la zona periférica de la superficie posterior de la IOL incluye una pluralidad de lentillas, por ejemplo en forma de superficies de enfoque posicionadas adyacentes una a otra, cada una de las cuales puede dirigir luz incidente sobre la misma hacia una porción de la zona de sombra. A título de ejemplo, la figura 11A representa esquemáticamente una IOL 63 según una forma de realización de esta clase que incluye una óptica 65 que tiene una superficie óptica anterior 67 y una superficie óptica posterior 69. Una zona anular 71 que rodea la superficie posterior incluye una pluralidad de lentillas 73 en forma de superficies curvadas. Las dimensiones radiales de la superficie anterior y la superficie posterior y la anchura de la zona anular pueden ser similares a las proporcionadas anteriormente en conexión con las formas de realización previas. Como se muestra esquemáticamente en la figura 11B, una vez implantada en el ojo, la combinación de las superficies anterior y posterior puede formar una imagen I1 sobre la retina del ojo enfocando una pluralidad de rayos de luz (tales como los rayos 75 considerados a título de ejemplo) que emanan de un campo de visión. Algunos rayos de luz periféricos (tales como los rayos 77 considerados a título de ejemplo) pueden no alcanzar la IOL para formar una imagen secundaria I2. Sin embargo, las lentillas 73 pueden redirigir

5 los rayos de luz incidentes sobre las mismas (tales como los rayos 79 considerados a título de ejemplo) mediante refracción por la superficie anterior hacia localizaciones retinales entre las imágenes I1 e I2 para inhibir la percepción de una sombra por el sujeto en su campo visual periférico. Con este fin, la potencia óptica combinada de la superficie anterior de la IOL y cada una de las lentillas es preferentemente menor que la potencia óptica combinada de la superficie anterior y la superficie posterior, por ejemplo en un factor en un intervalo comprendido entre aproximadamente el 25% y aproximadamente el 75%.

10 Alternativamente, como se ve mejor en la figura 11C, una pluralidad de surcos ópticos 73', diseñados como potencia negativa u ópticas refractivas divergentes, puede estar formada en la zona anular 71' de la superficie óptica posterior 69'. Las ópticas divergentes crean una distribución de luz diluida en la retina para la luz que pasa a través de ellas, lo que suaviza el contraste de la distribución de la intensidad de la luz y, en consecuencia, reduce la aparición de la disfotopsia negativa. Los surcos ópticos 73' pueden añadirse a la curvatura de base única normal de la superficie óptica posterior 69' como se muestra en la figura 11C.

15 En algunas formas de realización, una estructura difractiva está dispuesta en la superficie anterior de la IOL o en la zona central de su superficie posterior para proporcionar una IOL multifocal, por ejemplo una que tenga una potencia óptica de enfoque de lejos y de enfoque de cerca. Por ejemplo, la figura 12 representa esquemáticamente una IOL 42 de acuerdo con tal realización que incluye una óptica 44 que tiene una superficie anterior 46 y una superficie posterior 48, que se caracteriza por una zona central 48a y una zona periférica 48b. La zona periférica está adaptada para mejorar y, preferentemente, impedir la disfotopsia de una manera discutida anteriormente. Una estructura difractiva 50 está dispuesta sobre la superficie anterior 44. La estructura difractiva 50 incluye una pluralidad de zonas difractivas 52 que están separadas una de otra por una pluralidad de escalones que exhiben una altura decreciente en función de la distancia creciente al eje óptico OA - aunque en otras formas de realización las alturas de escalón pueden ser uniformes. En otras palabras, en esta forma de realización, las alturas de escalón en los límites de las zonas difractivas están "apodizadas" para modificar la fracción de la energía óptica difractada hacia los focos de cerca y de lejos en función del tamaño de la abertura (por ejemplo, cuando aumenta el tamaño de la abertura, se difracta más cantidad de energía luminosa hacia el foco de lejos). A título de ejemplo, la altura de escalón en cada límite de zona puede definirse de acuerdo con la siguiente relación:

$$\text{Altura de escalón} = \frac{\lambda}{a(n_2 - n_1)} f_{\text{apodizar}} \quad \text{Ecuación (3)}$$

en la que

λ denota unan longitud de onda de diseño (por ejemplo, 550 nm),

30 a denota un parámetro que puede ajustarse para controlar la eficiencia de la difracción asociada con diversos órdenes; por ejemplo, a puede seleccionarse para que sea 1,9,

n₂ denota el índice de refracción de la óptica,

n₁ denota el índice de refracción de un medio en el que está colocada la lente, y

35 f_{apodizar} representa una función de escalado cuyo valor disminuye en función de la distancia radial creciente a la intersección del eje óptico con la superficie anterior de la lente. A título de ejemplo, la función de escalado f_{apodizar} puede definirse por la siguiente relación:

$$f_{\text{apodizar}} = 1 - \left(\frac{r_i}{r_{\text{ext}}}\right)^3 \quad \text{Ecuación (4)}$$

en la que

r_i denota la distancia radial de la i^a zona,

40 r_{ext} denota el radio exterior de la última zona difractiva bifocal. Pueden emplearse también otras funciones de escalado de apodización, tales como las descritas en una solicitud de patente copendiente titulada "Apodized Aspheric Diffractive Lenses" presentada el 1 de diciembre de 2004 con un número de serie 11/000770 y publicada como WO 2006/060480.

45 En este ejemplo de forma de realización, las zonas difractivas tienen la forma de zonas anulares, en donde la localización radial de un límite de zona (r_i) se define de acuerdo con la siguiente relación;

$$r_i^2 = (2i + 1)\lambda f \quad \text{Ecuación (5)}$$

en la que

i denota el número de zona ($i=0$ denota la zona central),

r_i denota la localización radial de la i^{a} zona,

λ denota la longitud de onda de diseño, y

f denota una potencia sumada.

- 5 En muchas formas de realización, la IOL 42 proporciona una potencia óptica de enfoque de lejos en un intervalo comprendido entre aproximadamente -15 D y aproximadamente 40 D y una potencia óptica de enfoque de cerca en un intervalo comprendido entre aproximadamente 1 y aproximadamente 4 D y, preferentemente, en un intervalo comprendido entre aproximadamente 2 y aproximadamente 3 D. Otras enseñanzas relativas a las lentes difractivas apodizadas pueden encontrarse en la patente US nº 5.699.142, titulada "Diffractive Multifocal Ophthalmic Lens".
- 10 Deberá entenderse que pueden realizarse diversos cambios en las formas de realización anteriores sin apartarse, por ello, del alcance de la invención.

REIVINDICACIONES

1. Lente intraocular (IOL) (10, 11, 42, 54, 63), que comprende:

una superficie óptica anterior (14, 13, 46, 58, 67) y una superficie óptica posterior (16, 15, 48, 58, 69) dispuestas alrededor de un eje óptico, presentando dicha superficie posterior una zona central que se extiende hasta una zona periférica (22, 19, 48b, 60, 71, 71'),

en la que la superficie anterior (14, 13, 46, 58, 67) y dicha zona central están adaptadas para formar cooperativamente una imagen de un campo de visión en la retina y dicha zona periférica (22, 19, 48b, 60, 71, 71') está adaptada para dirigir algunos rayos de luz incidentes sobre la superficie anterior hacia por lo menos una localización decalada con respecto a dicha imagen para inhibir la percepción de artefactos visuales en un campo visual periférico, caracterizado porque dicha localización es una localización retinal.

2. IOL según la reivindicación 1, en la que una potencia de enfoque principal proporcionada por una combinación de dicha superficie anterior (14, 13, 46, 58, 67) y dicha zona central de la superficie posterior (16, 15, 48, 58, 69) es mayor que una respectiva potencia de enfoque secundaria proporcionada por una combinación de dicha superficie anterior y dicha zona periférica de la superficie posterior.

3. IOL según la reivindicación 1, en la que dicha superficie anterior muestra un radio (14, 13, 46, 58, 67) con relación a dicho eje óptico en un intervalo comprendido entre aproximadamente 2 mm y aproximadamente 4,5 mm.

4. IOL según la reivindicación 3, en la que dicha zona central de la superficie posterior (16, 15, 48, 58, 69) muestra un radio con relación a dicho eje óptico en un intervalo comprendido entre aproximadamente 1,5 mm y aproximadamente 4 mm.

5. IOL según la reivindicación 4, en la que dicha zona periférica (22, 19, 48b, 60, 71) presenta una anchura en un intervalo comprendido entre aproximadamente 0,5 mm y aproximadamente 1 mm.

6. IOL según la reivindicación 4, en la que por lo menos una de entre dicha superficie anterior o dicha zona central de la superficie posterior muestra una asfericidad caracterizada porque presenta una constante cónica en un intervalo comprendido entre aproximadamente -10 y aproximadamente -100.

7. IOL según la reivindicación 1, que comprende además una superficie de borde (18, 61) que se extiende entre los límites de dichas superficies anterior y posterior.

8. IOL según la reivindicación 1, en la que dicha superficie de borde (18, 61) está texturada para difundir la luz incidente sobre la misma.

9. IOL según la reivindicación 8, en la que dicha superficie de borde texturada (18, 61) comprende una pluralidad de ondulaciones de superficie (26) que tienen amplitudes de superficie físicas en un intervalo comprendido entre aproximadamente 0,5 micrones y aproximadamente 2 micrones.

10. IOL según la reivindicación 1, que comprende además una lente de Fresnel (21) dispuesta en dicha zona periférica de la superficie posterior.

11. IOL según la reivindicación 1, que comprende además una estructura difractiva (60) dispuesta en dicha zona periférica de la superficie posterior.

12. Lente intraocular (IOL) según las reivindicaciones 1 u 11, en la que dicha superficie anterior (14, 13, 46, 58, 67) y dicha zona central proporcionan cooperativamente múltiples potencias de enfoque, y dicha zona periférica (22, 19, 48b, 60, 71) de la superficie posterior (16, 15, 48, 58, 69) está adaptada para dirigir por lo menos algunos rayos de luz incidentes sobre la misma hacia una localización retinal entre una imagen formada por la superficie anterior y la zona central y una segunda imagen periférica formada por rayos de luz que entran en la IOL y no alcanzan la IOL para inhibir la percepción de artefactos visuales periféricos.

13. Lente intraocular (IOL) según la reivindicación 1, en la que la zona periférica (22, 19, 48b, 60, 71) comprende una superficie periférica anular que rodea por lo menos parcialmente dicha superficie posterior (16, 15, 48, 58, 69), y dicha superficie anterior y dicha superficie posterior proporcionan cooperativamente una potencia de enfoque principal para generar una imagen de un campo de visión sobre la retina del ojo de un paciente, en el que se ha implantado la IOL, y estando adaptada dicha superficie periférica anular para dirigir, en combinación con dicha superficie anterior, algunos rayos de luz incidentes sobre la superficie anterior hacia la retina con una potencia de enfoque secundaria menor que dicha potencia principal para inhibir la percepción de artefactos visuales en un campo visual periférico.

14. IOL según la reivindicación 1 ó 13, en la que dicha zona periférica está adaptada para recibir por lo menos algunos de los rayos de luz que son incidentes sobre la superficie anterior bajo ángulos en un intervalo comprendido entre aproximadamente 50 y aproximadamente 80 grados con relación al eje óptico.

15. IOL según la reivindicación 13, en la que dicha superficie anterior y dicha superficie posterior tienen formas sustancialmente convexas.

16. IOL según la reivindicación 15, en la que dicha superficie periférica anular tiene una forma sustancialmente cóncava.

5 17. IOL según las reivindicaciones 2 ó 13, en la que dicha potencia de enfoque secundaria difiere de dicha potencia de enfoque principal en un factor en un intervalo comprendido entre aproximadamente el 25% y aproximadamente el 75%.

18. IOL según la reivindicación 13, en la que dicha potencia de enfoque secundaria comprende una potencia de enfoque difractiva.

10 19. IOL según la reivindicación 13, en la que dicha superficie periférica anular y dicha superficie posterior forman una superficie óptica contigua.

15 20. Lente intraocular (IOL) según la reivindicación 1, en la que la zona periférica (22, 19, 48b, 60, 71, 71') comprende una superficie de enfoque anular que rodea dicha superficie posterior y en la que dicha superficie de enfoque anular está adaptada para inhibir la percepción de artefactos visuales periféricos una vez que se ha implantado la IOL en el ojo de un paciente.

21. IOL según la reivindicación 20, en la que dicha superficie de enfoque anular dirige luz incidente sobre la misma hacia una o más localizaciones retinales decaladas con respecto a una imagen de un campo de visión formada cooperativamente por dichas superficies anterior y posterior.

20 22. IOL según la reivindicación 20, en la que dicha superficie de enfoque anular proporciona una potencia de enfoque refractiva o una potencia de enfoque difractiva.

23. IOL según la reivindicación 20, en la que dicha superficie de enfoque anular comprende una estructura difractiva (60) para proporcionar dicha potencia de enfoque difractiva o una lente de Fresnel (21).

25 24. Lente intraocular (IOL) (63) según la reivindicación 1, en la que la zona periférica (71, 71') comprende uno o más elementos de enfoque que rodean por lo menos parcialmente la superficie posterior para dirigir luz hacia la retina para inhibir la percepción de artefactos visuales en un campo visual periférico.

25 25. IOL según la reivindicación 24, en la que dichos elementos de enfoque comprenden unas lentillas (73) o unos surcos ópticos (73').

FIG. 1A

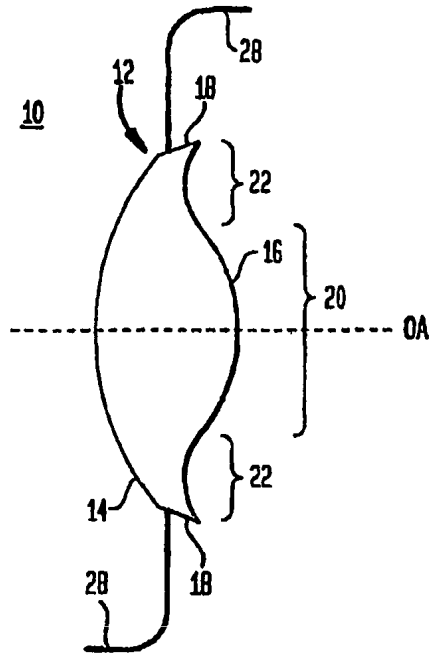


FIG. 1B

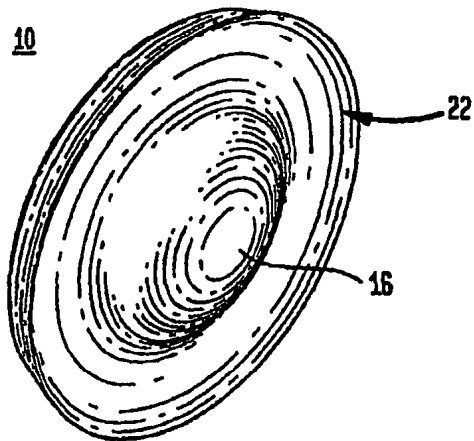


FIG. 2

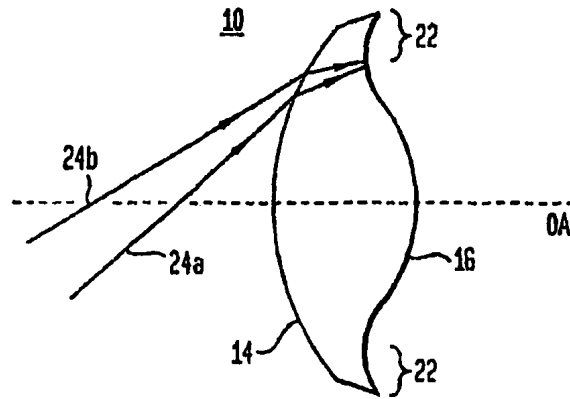


FIG. 3

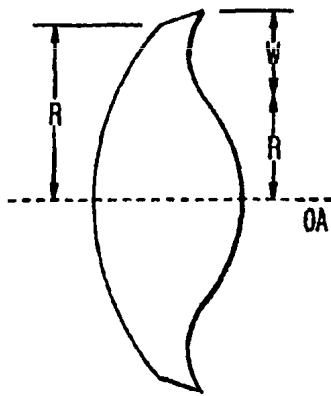


FIG. 4

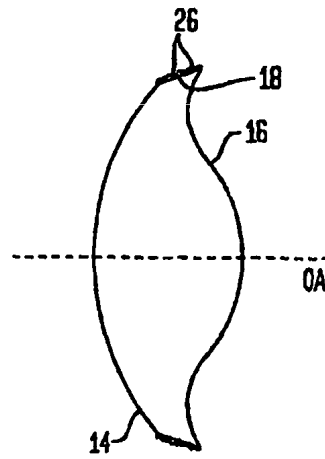


FIG. 5

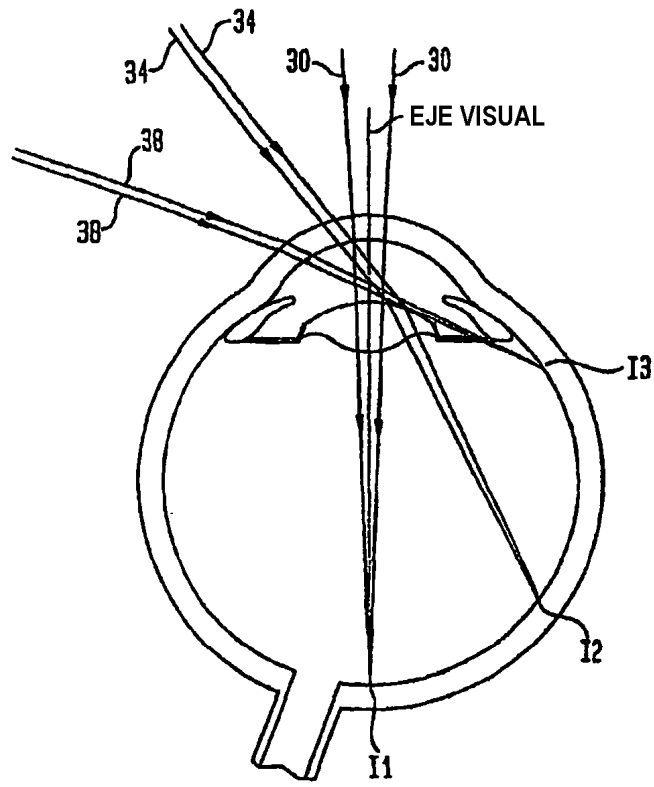


FIG. 6A



FIG. 6B

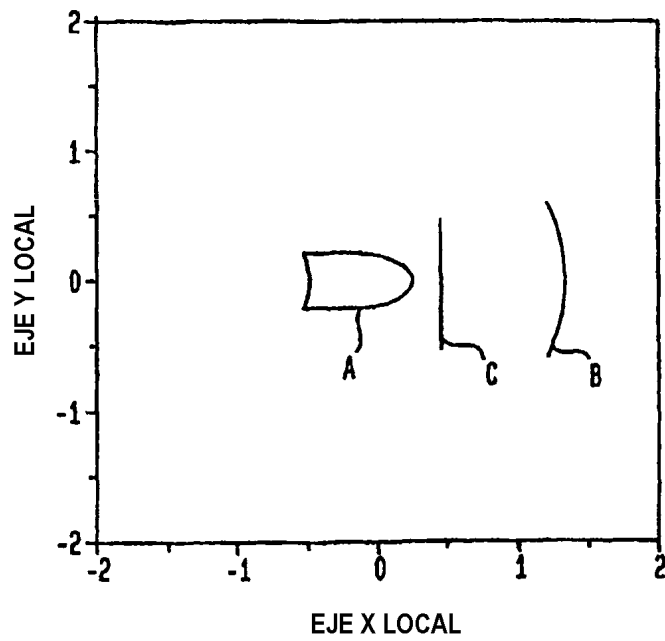


FIG. 7

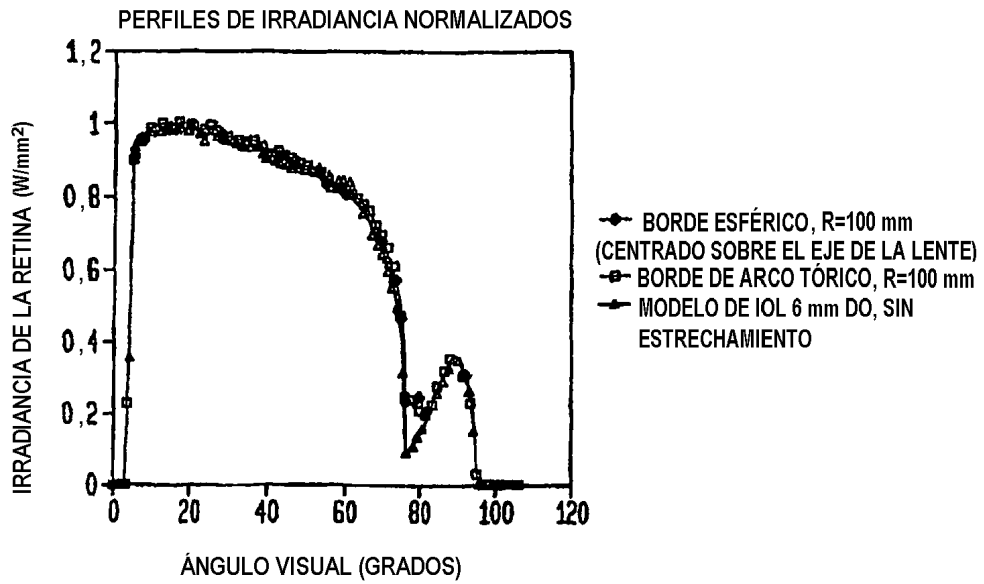


FIG. 8

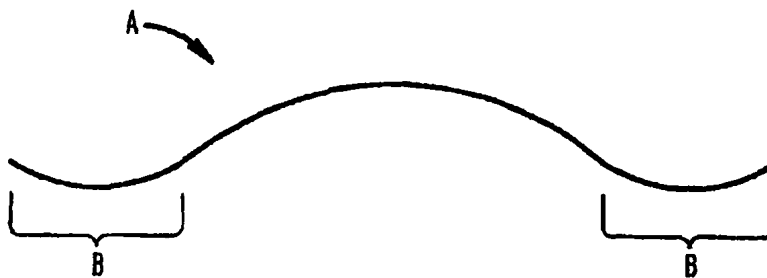


FIG. 9

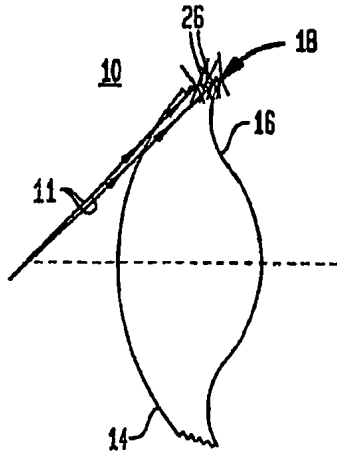


FIG. 10A

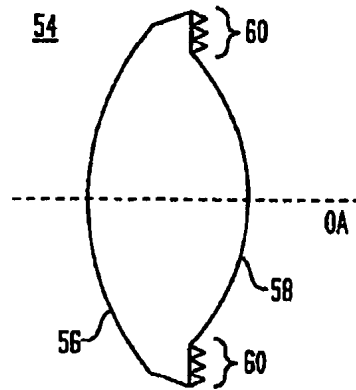


FIG. 10B

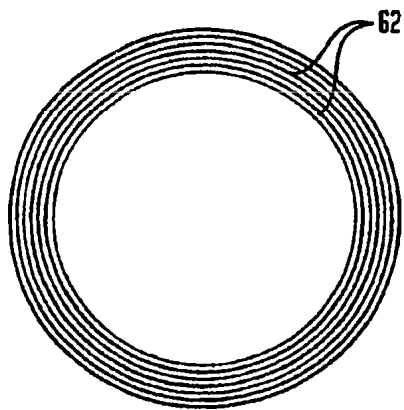


FIG. 10C

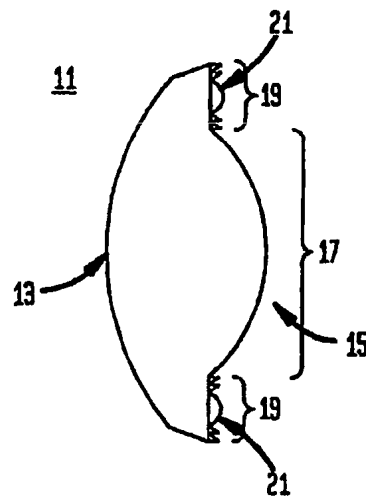


FIG. 11A

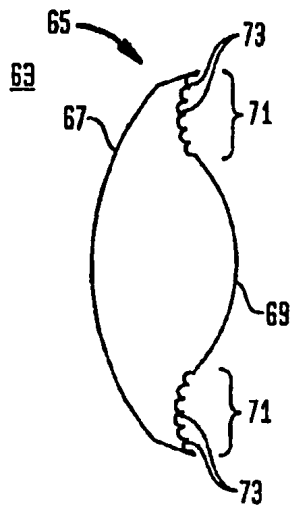
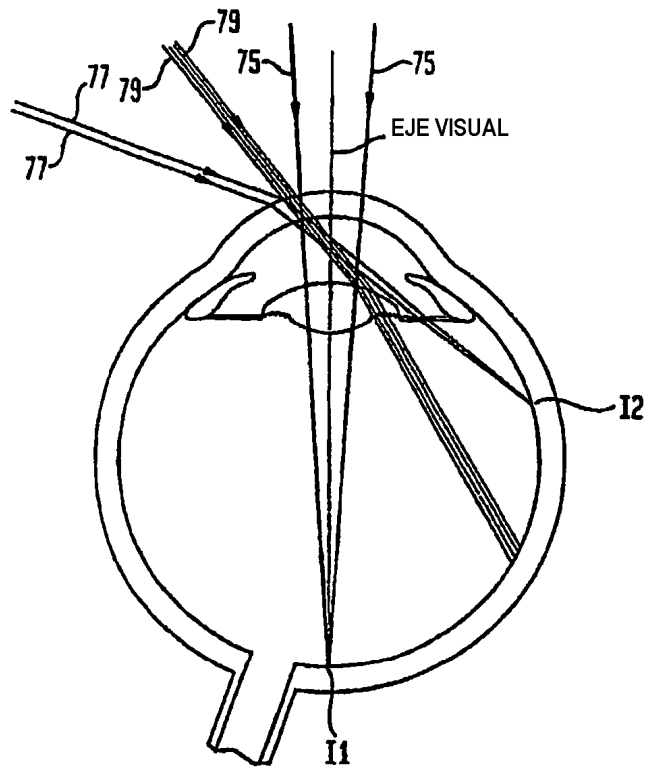


FIG. 11B



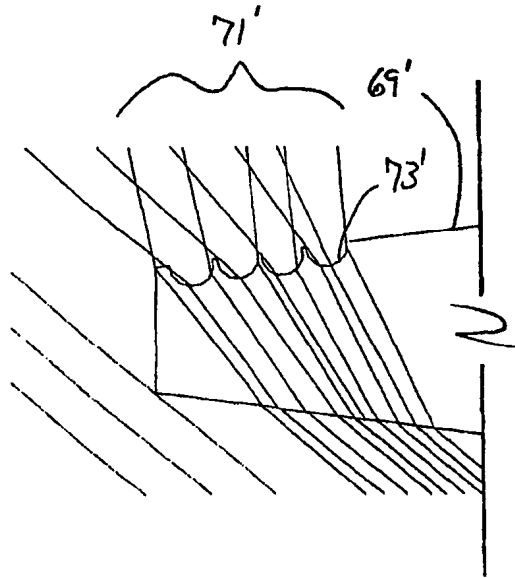


FIG. 11C

FIG. 12

