

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 912 080**

51 Int. Cl.:

**A61F 2/16**

(2006.01)

12

## TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **08.03.2017 PCT/US2017/021291**

87 Fecha y número de publicación internacional: **14.09.2017 WO17156077**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **08.03.2017 E 17763967 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.03.2022 EP 3426476**

54 Título: **Implantes oftálmicos con mayor profundidad de campo y agudeza visual mejorada a distancia**

30 Prioridad:

**09.03.2016 US 201662306003 P**  
**09.03.2016 US 201662306034 P**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**24.05.2022**

73 Titular/es:

**STAAR SURGICAL COMPANY (100.0%)**  
**25651 Atlantic Ocean Drive**  
**Lake Forest, CA 92630, US**

72 Inventor/es:

**PINTO, CANDIDO, DIONISIO y**  
**FAY, CONSTANCE, ELIZABETH**

74 Agente/Representante:

**PONS ARIÑO, Ángel**

ES 2 912 080 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

Implantes oftálmicos con mayor profundidad de campo y agudeza visual mejorada a distancia

## 5 Antecedentes

## Campo de la invención

Esta divulgación se refiere a implantes oftálmicos, por ejemplo, a implantes oftálmicos con mayor profundidad de campo.

## Descripción de la técnica relacionada

La Figura 1 es una ilustración esquemática del ojo humano. Como se muestra en la Figura 1, el ojo humano 100 incluye una córnea 110, un iris 115, un cristalino natural 120 y una retina 130. La luz entra en el ojo 100 a través de la córnea 110 y hacia la pupila, que es la abertura en el centro del iris 115. El iris 115 y la pupila ayudan a regular la cantidad de luz que entra en el ojo 100. En condiciones de mucha luz, el iris 115 cierra la pupila para dejar pasar menos luz, mientras que en condiciones de iluminación oscura, el iris 115 abre la pupila para dejar entrar más luz. Detrás del iris 115 hay un cristalino natural 120. La córnea 110 y el cristalino 120 refractan y enfocan la luz hacia la retina 130. En un ojo 100 con una agudeza visual de 20/20, el cristalino 120 enfoca la luz hacia la parte posterior del ojo sobre la retina 130. La retina 130 detecta la luz y produce impulsos eléctricos, que se envían a través del nervio óptico 140 al cerebro. Cuando el ojo no enfoca correctamente la luz, se han utilizado lentes correctoras y/o artificiales.

El documento US 2010/079723 A1 divulga una lente oftálmica tórica que tiene una aberración esférica sustancialmente nula para una primera abertura circular que tiene un primer diámetro y una aberración esférica sustancialmente nula para una segunda abertura circular que tiene un segundo diámetro. El primer diámetro es de al menos 4 mm y el segundo diámetro es de al menos 3 mm. El primer diámetro es al menos 0,5 mm mayor que el segundo diámetro. Una serie de lentes oftálmicas, comprendiendo cada lente una misma potencia esférica que las demás lentes del conjunto, y una potencia cilíndrica única, comprendiendo cada lente (i) una primera superficie tórica, y (ii) una segunda superficie, siendo al menos una de la primera superficie y la segunda superficie esférica en un meridiano, teniendo la lente una aberración esférica sustancialmente nula para todos los diámetros de zona óptica circular inferiores a 4 mm.

El documento EP 3 191 022 A, admisible conforme al Artículo 54(3) de EPC, divulga una lente configurada para la implantación en un ojo de un ser humano, comprendiendo la lente:

una óptica que comprende material transparente, teniendo dicha óptica una superficie anterior y una superficie posterior, teniendo cada una de dicha superficie anterior y dicha superficie posterior un vértice de superficie, teniendo dicha óptica un eje óptico a través de dichos vértices de superficie,

al menos un háptico dispuesto con respecto a la óptica para fijar la óptica en el ojo cuando se implanta en él,

en donde las superficies anterior y posterior comprenden superficies esféricas y la superficie posterior tiene una forma esférica que comprende un término bicónico definido por

$$z = \frac{c_x x^2 + c_y y^2}{1 + \sqrt{1 - (1 + k_x) c_x^2 x^2 - (1 + k_y) c_y^2 y^2}}$$

que es compensado por perturbaciones, comprendiendo las perturbaciones una función esférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico,

en donde la superficie posterior tiene una constante cónica,  $k_y$ , y una constante cónica,  $k_x$ , y

donde  $c_x$  es la curvatura de la superficie posterior en la dirección x (o la inversa del radio en la dirección x), y  $c_y$  es la curvatura de la superficie posterior en la dirección y (o la inversa del radio en la dirección y).

## 55 Sumario

La invención se define en la reivindicación 1. En las reivindicaciones dependientes, se definen las realizaciones preferidas y los aspectos adicionales. Cualquier aspecto, realización y ejemplo de la presente divulgación que no se encuentren dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas no forman parte de la invención, y se proporcionan simplemente con fines ilustrativos. A continuación se describen múltiples realizaciones de la divulgación.

La invención es una lente configurada para su implantación en el ojo de un ser humano. La lente incluye una óptica que comprende material transparente. La lente también incluye partes hápticas dispuestas alrededor de la óptica para

fijar la óptica en el ojo cuando se implanta en el mismo. La óptica incluye una superficie anterior y una superficie posterior. La superficie anterior puede ser convexa y la superficie posterior puede ser cóncava, de modo que la óptica tenga forma de menisco. Cada una de la superficie anterior convexa y la superficie posterior cóncava tiene un vértice de superficie. La óptica tiene un eje óptico a través de los vértices de superficie. En diversas realizaciones, un espesor a lo largo del eje óptico puede estar entre aproximadamente 100-700 micrómetros (o cualquier intervalo formado por cualquiera de los valores en este intervalo). Es más, las superficies anterior y posterior comprenden superficies esféricas.

La invención es una lente configurada para su implantación en el ojo de un ser humano. La lente incluye una óptica que comprende material transparente. La lente también incluye al menos un háptico dispuesto con respecto a la óptica para fijar la óptica en el ojo cuando se implanta en el mismo. La óptica tiene una superficie anterior y una superficie posterior. La superficie anterior puede ser convexa y la superficie posterior puede ser cóncava, de modo que la óptica tenga forma de menisco. Cada una de la superficie anterior convexa y la superficie posterior cóncava tiene un vértice de superficie. La óptica tiene un eje óptico a través de los vértices de superficie. En diversas realizaciones, las superficies anterior y posterior pueden comprender superficies esféricas. La superficie anterior puede tener una forma esférica que comprende una compensación cónica o biconica por las perturbaciones que comprende una función esférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico.

En algunas de tales realizaciones, la función esférica de orden superior puede incluir al menos un término de orden par,  $a_{2n}r^{2n}$ , donde  $n$  es un número entero y  $a_{2n}$  es un coeficiente y  $r$  es la distancia radial desde el eje óptico. Por ejemplo, la función esférica de orden superior puede incluir un término de segundo orden,  $a_2r^2$ , donde  $a_2$  es un coeficiente y  $r$  es la distancia radial desde el eje óptico. Como otro ejemplo, la función esférica de orden superior puede incluir un término de cuarto orden,  $a_4r^4$ , donde  $a_4$  es un coeficiente y  $r$  es la distancia radial desde el eje óptico. La función esférica de orden superior también puede incluir un término de sexto orden,  $a_6r^6$  donde  $a_6$  es un coeficiente y  $r$  es la distancia radial desde el eje óptico. Además, la función esférica de orden superior puede incluir un término de octavo orden,  $a_8r^8$  donde  $a_8$  es un coeficiente y  $r$  es la distancia radial desde el eje óptico. En algunas realizaciones de la lente, la óptica puede tener un espesor a lo largo del eje óptico que está entre aproximadamente 100-700 micrómetros (o cualquier intervalo formado por cualquiera de los valores en este intervalo). En diversas realizaciones, la superficie anterior tiene una forma esférica que comprende una compensación biconica por las perturbaciones.

La invención es una lente configurada para su implantación en el ojo de un ser humano. La lente incluye una óptica que comprende material transparente. La lente también incluye al menos un háptico dispuesto con respecto a la óptica en el ojo cuando se implanta en el mismo. La óptica tiene una superficie anterior y una superficie posterior. La superficie anterior puede ser convexa y la superficie posterior puede ser cóncava, de modo que la óptica tenga forma de menisco. Cada una de la superficie anterior convexa y la superficie posterior cóncava tiene un vértice de superficie. La óptica tiene un eje óptico a través de los vértices de superficie. Las superficies anterior y posterior comprenden superficies esféricas. La superficie posterior tiene una forma esférica que comprende una compensación biconica por las perturbaciones que comprende una función esférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico.

La invención es una lente configurada para su implantación en el ojo de un ser humano. La lente incluye una óptica que comprende material transparente. La óptica tiene una superficie anterior y una superficie posterior. La superficie anterior puede comprender una superficie esférica. Las superficies anterior y posterior también se pueden conformar para proporcionar valores promedio de la función de transferencia de modulación (MTF) que están entre 0,1 y 0,4 a 100 líneas por milímetro para al menos el 90 % de las vergencias del objeto dentro del intervalo de 0 a 2,5 dioptrías (D) cuando la óptica se inserta en el ojo humano con un tamaño de apertura de 2 a 6 milímetros, de 3 a 6 milímetros o de 4 a 6 milímetros (p. ej., el tamaño de la apertura puede ser de 2 mm, 3 mm, 4 mm, 6 mm, cualquier valor dentro de estos intervalos, o cualquier intervalo formado por tales valores). Los valores promedio de MTF pueden comprender valores de MTF a 100 líneas por milímetro integrados sobre las longitudes de onda entre aproximadamente 400 y 700 nm ponderados por la función de luminosidad fotópica para objetos en el eje.

En diversas realizaciones, el ojo humano comprende un cristalino y los valores promedio de la función de transferencia de modulación se proporcionan cuando la óptica se inserta por delante del cristalino. En otras diversas realizaciones, el ojo humano excluye un cristalino y los valores de la función de transferencia de modulación se proporcionan cuando la óptica se inserta en lugar del cristalino. La lente comprende además partes hápticas. Es más, la óptica tiene un eje óptico y puede tener un espesor a través del eje óptico que está entre aproximadamente 100-700 micrómetros (o cualquier intervalo formado por cualquiera de los valores en este intervalo).

La invención es una lente configurada para su implantación en el ojo de un ser humano. La lente incluye una óptica que comprende material transparente. La óptica tiene una superficie anterior y una superficie posterior. La superficie anterior comprende una superficie esférica. Las superficies anterior y posterior también se pueden conformar para proporcionar valores promedio de la función de transferencia de modulación (MTF) que están entre 0,1 y 0,4 a 100 líneas por milímetro para al menos el 90 % de las vergencias del objeto dentro del intervalo de 0 a 2,5 dioptrías (D) cuando la óptica se inserta en un modelo de ojo que tiene un tamaño de apertura de 2 a 6 milímetros, de 3 a 6 milímetros o de 4 a 6 milímetros (p. ej., el tamaño de la apertura puede ser de 2 mm, 3 mm, 4 mm, 6 mm, cualquier valor dentro de estos intervalos, o cualquier intervalo formado por tales valores). Los valores promedio de MTF pueden comprender valores de MTF a 100 líneas por milímetro integrados sobre las longitudes de onda entre

aproximadamente 400 y 700 nm ponderados por la función de luminosidad fotópica para objetos en el eje.

El modelo de ojo puede comprender un modelo de ojo de Liou-Brennan. Como alternativa, el modelo de ojo puede comprender un modelo de ojo de Badal. Además, el modelo de ojo puede comprender un modelo de ojo de Arizona o un modelo de ojo de Indiana. Se pueden utilizar otros modelos de ojo normalizados o equivalentes.

En algunas realizaciones, los valores de la función de transferencia de modulación se pueden proporcionar cuando la óptica se inserta en el modelo de ojo en una configuración fática. En algunas otras realizaciones, los valores de la función de transferencia de modulación se pueden proporcionar cuando la óptica se inserta en el modelo de ojo en una configuración afática. La lente puede comprender, además, partes hápticas. Además, la óptica puede tener un eje óptico y un espesor a través del eje óptico que está entre aproximadamente 100-700 micrómetros (o cualquier intervalo formado por cualquiera de los valores en este intervalo).

La invención es una lente configurada para su implantación en el ojo de un ser humano. La lente incluye una óptica que comprende material transparente. La óptica tiene una superficie anterior y una superficie posterior y una pupila de salida. La superficie anterior comprende una superficie esférica. Las superficies anterior y posterior se pueden conformar para proporcionar un perfil de potencia radial caracterizado por  $\Phi(r) = a + br^2 + cr^4 + dr^6 + er^8$  para el frente de onda en la pupila de salida de la óptica para una vergencia de objeto de 0 a 2,5 dioptrías (D) donde  $r$  es la distancia radial desde un eje óptico que se extiende a través de los vértices de superficie en las superficies anterior y posterior y  $a$ ,  $b$ ,  $c$ ,  $d$  y  $e$  son coeficientes.

La invención es una lente configurada para su implantación en el ojo de un ser humano. La lente incluye una óptica que comprende material transparente. La lente también incluye al menos un háptico dispuesto con respecto a la óptica para fijar la óptica en el ojo cuando se implanta en el mismo. La óptica incluye una superficie anterior y una superficie posterior. Cada una de la superficie anterior y la superficie posterior tiene un vértice de superficie. La óptica tiene un eje óptico a través de los vértices de superficie. El espesor a lo largo del eje óptico puede estar entre aproximadamente 100-400 micrómetros (o cualquier intervalo formado por cualquiera de los valores en este intervalo). Además, las superficies anterior y posterior comprenden superficies esféricas. En algunas realizaciones, la superficie anterior puede ser convexa. Es más, la superficie posterior puede ser cóncava.

La invención es una lente configurada para su implantación en el ojo de un ser humano. La lente incluye una óptica que comprende material transparente. La lente también incluye al menos un háptico dispuesto con respecto a la óptica para fijar la óptica en el ojo cuando se implanta en el mismo. La óptica incluye una superficie anterior y una superficie posterior. Cada una de la superficie anterior y la superficie posterior tiene un vértice de superficie. La óptica tiene un eje óptico a través de los vértices de superficie. La superficie posterior comprende una superficie esférica que incluye perturbaciones que comprenden una función esférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico y la superficie tiene una forma esférica que comprende una bicónica. En algunas realizaciones, la superficie anterior puede ser convexa. Es más, la superficie posterior puede ser cóncava.

La invención es una lente configurada para su implantación en el ojo de un ser humano. La lente incluye una óptica que comprende material transparente. La lente también incluye partes hápticas dispuestas alrededor de la óptica para fijar la óptica en el ojo cuando se implanta en el mismo. La óptica incluye una superficie anterior y una superficie posterior. Cada una de la superficie anterior y la superficie posterior tiene un vértice de superficie. La óptica tiene un eje óptico a través de los vértices de superficie. El espesor a lo largo del eje óptico puede estar entre aproximadamente 100-700 micrómetros (o cualquier intervalo formado por cualquiera de los valores en este intervalo). Es más, las superficies anterior y posterior comprenden superficies esféricas.

La invención es una lente configurada para su implantación en el ojo de un ser humano. La lente incluye una óptica que comprende material transparente. La lente también incluye al menos un háptico dispuesto con respecto a la óptica para fijar la óptica en el ojo cuando se implanta en el mismo. La óptica incluye una superficie anterior y una superficie posterior. Cada una de la superficie anterior y la superficie posterior tiene un vértice de superficie. La óptica tiene un eje óptico a través de los vértices de superficie. La superficie posterior comprende una superficie esférica que comprende una compensación bicónica por las perturbaciones que comprende una función esférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico.

La lente descrita en el presente documento comprende un material transparente. El material transparente puede comprender colámero. El material transparente puede comprender silicona, acrílicos o hidrogeles. El material transparente puede comprender material hidrófobo o hidrófilo.

En diversas realizaciones de la lente descrita en el presente documento, la superficie anterior puede ser rotacionalmente simétrica. La superficie anterior puede tener una forma que incluya un término cónico o bicónico. La superficie anterior puede tener una forma que incluya un término cónico o bicónico y términos esféricos de perturbación de orden superior. La superficie posterior tiene una forma que incluye un término bicónico. El término bicónico puede tener una constante cónica que tenga una magnitud mayor que cero. Por ejemplo, el término bicónico puede tener una constante cónica que tenga una magnitud de al menos uno. Como otro ejemplo, el término bicónico puede tener una constante cónica que tenga una magnitud de al menos diez.

En diversas realizaciones de la lente descrita en el presente documento, la superficie posterior puede ser rotacionalmente asimétrica. La superficie posterior tiene una curvatura diferente a lo largo de diferentes direcciones a través del eje óptico de la óptica. Por ejemplo, la superficie posterior puede tener una curvatura diferente a lo largo de direcciones ortogonales a través del eje óptico de la óptica. La forma de la superficie posterior incluye un término bicónico. El término bicónico puede tener una constante cónica que tenga una magnitud mayor que cero. Por ejemplo, el término bicónico puede tener una constante cónica que tenga una magnitud de al menos uno. Como otro ejemplo, el término cónico o bicónico puede tener una constante cónica que tenga una magnitud de al menos diez. En diversas realizaciones de la lente descrita en el presente documento, la óptica puede tener un espesor a lo largo del eje óptico de entre 100-400 micrómetros. Por ejemplo, el espesor a lo largo del eje óptico puede estar entre 100-300 micrómetros, entre 100-200 micrómetros, entre 200-300 micrómetros, entre 300-400 micrómetros, o cualquier intervalo formado por cualquiera de los valores en estos intervalos.

En diversas realizaciones de la lente descrita en el presente documento, las superficies anterior y posterior de la lente se pueden conformar para proporcionar valores promedio de la función de transferencia de modulación (MTF) que están entre 0,1 y 0,4 a 100 líneas por milímetro para al menos el 90 % de las vergencias del objeto dentro del intervalo de 0 a 2,5 dioptrías (D) cuando la óptica se inserta en un modelo de ojo que tiene un tamaño de apertura de 2 a 6 milímetros, de 3 a 6 milímetros o de 4 a 6 milímetros (p. ej., el tamaño de la apertura puede ser de 2 mm, 3 mm, 4 mm, 6 mm, cualquier valor dentro de estos intervalos, o cualquier intervalo formado por tales valores). Los valores promedio de MTF pueden comprender valores de MTF a 100 líneas por milímetro integrados sobre las longitudes de onda entre aproximadamente 400 y 700 nm ponderados por la función de luminosidad fotópica para objetos en el eje. El modelo de ojo puede comprender un modelo de ojo de Liou-Brennan, un modelo de ojo de Badal, un modelo de ojo de Arizona, un modelo de ojo de Indiana, o cualquier modelo de ojo normalizado o equivalente.

En algunas de tales realizaciones, las superficies anterior y posterior de la lente están diseñadas para proporcionar valores promedio de la función de transferencia de modulación (MTF) que están entre 0,1 y 0,4 a 100 líneas por milímetro para al menos el 95 % o el 98 % de las vergencias del objeto dentro del intervalo de 0 a 2,5 dioptrías (D).

En diversas realizaciones de la lente descrita en el presente documento, las superficies anterior y posterior se pueden conformar para proporcionar funciones de transferencia de modulación (MTF) sin inversión de fase para al menos el 90 % de las vergencias del objeto dentro del intervalo de 0 a 2,5 dioptrías (D) cuando la óptica se inserta en el modelo de ojo. En algunas de tales realizaciones, las superficies anterior y posterior están diseñadas para proporcionar funciones de transferencia de modulación (MTF) sin inversión de fase en al menos el 95 %, el 98 %, el 99 % o el 100 % de las vergencias del objeto dentro del intervalo de 0 a 2,5 dioptrías (D) cuando dicha óptica se inserta en el modelo de ojo.

En diversas realizaciones de la lente descrita en el presente documento, la superficie anterior puede tener un radio de curvatura entre 0 y 1 mm, entre  $1 \times 10^{-6}$  y  $1 \times 10^{-3}$  mm, o entre  $5 \times 10^{-6}$  y  $5 \times 10^{-4}$  mm. La superficie anterior puede tener una constante cónica entre  $-1 \times 10^6$  y  $-100$  o entre  $-3 \times 10^5$  y  $-2 \times 10^5$ . La superficie posterior puede tener un radio de curvatura,  $R_y$ , entre 0 y 20 mm. La superficie posterior puede tener un radio de curvatura,  $R_x$ , entre 0 y 20 mm. La superficie posterior puede tener una constante cónica,  $k_y$  entre -20 y 20. La superficie posterior puede tener una constante cónica,  $k_x$ , entre -25 y 0.

En algunas realizaciones de la lente descrita en el presente documento, la lente puede configurarse para estar dispuesta anterior al cristalino natural del ojo. En algunas otras realizaciones de la lente, la lente se puede configurar para disponerla en el saco capsular.

Ciertas realizaciones, que no forman parte de la invención, descritas en el presente documento incluyen un método para implantar la lente de cualquiera de las realizaciones de la lente. El método puede incluir la formación de una abertura en el tejido del ojo y la inserción de la lente en la zona anterior del cristalino natural del ojo. Ciertas realizaciones, que no forman parte de la invención, descritas en el presente documento también incluyen un método que incluye la formación de una abertura en el tejido del ojo y la inserción de la lente en el saco capsular.

En diversas realizaciones de la lente descrita en el presente documento, la óptica puede tener un espesor a lo largo del eje óptico que está entre aproximadamente 700 micrómetros - 4 milímetros. Por ejemplo, el espesor a lo largo del eje óptico puede estar entre aproximadamente 700 micrómetros - 3 milímetros, entre aproximadamente 700 micrómetros - 2 milímetros, entre aproximadamente 700 micrómetros - 1 milímetro, o cualquier intervalo formado por cualquiera de los valores en estos intervalos.

Ciertas realizaciones descritas en el presente documento incluyen un par de lentes configuradas para su implantación en un par de ojos izquierdo y derecho de un ser humano. El par de lentes incluye una primera lente. La primera lente puede incluir una óptica que comprende un material transparente. La óptica de la primera lente puede tener una superficie anterior y una superficie posterior. La superficie anterior puede incluir una superficie asférica. Las superficies anterior y posterior de la primera lente se pueden conformar para proporcionar valores promedio de la función de transferencia de modulación (MTF) que están entre 0,1 y 0,4 a 100 líneas por milímetro para al menos el 90 % de las vergencias del objeto dentro del intervalo de 0 a 2,0 dioptrías o de 0 a 2,5 dioptrías (D) cuando la óptica de la primera

lente se inserta en un modelo de ojo que tiene un tamaño de apertura de 2 a 6 milímetros, de 3 a 6 milímetros o de 4 a 6 milímetros (p. ej., el tamaño de la apertura puede ser de 2 mm, 3 mm, 4 mm, 6 mm, cualquier valor dentro de estos intervalos, o cualquier intervalo formado por tales valores). Los valores promedio de MTF de la primera lente pueden comprender valores de MTF a 100 líneas por milímetro integrados sobre las longitudes de onda entre aproximadamente 400 y 700 nm ponderados por la función de luminosidad fotópica para objetos en el eje.

El par de lentes también incluye una segunda lente. La segunda lente puede incluir una óptica que comprende un material transparente. La óptica de la segunda lente puede tener una superficie anterior y una superficie posterior. La superficie anterior puede incluir una superficie asférica. Las superficies anterior y posterior de la segunda lente se pueden conformar para proporcionar valores promedio de la función de transferencia de modulación (MTF) que están entre 0,1 y 0,4 a 100 líneas por milímetro para al menos el 90 % de las vergencias del objeto dentro del intervalo de -2,0 a 0 dioptrías o de -2,5 a 0 dioptrías (D) cuando la óptica de la segunda lente se inserta en un modelo de ojo que tiene un tamaño de apertura de 2 a 6 milímetros, de 3 a 6 milímetros o de 4 a 6 milímetros (p. ej., el tamaño de la apertura puede ser de 2 mm, 3 mm, 4 mm, 6 mm, cualquier valor dentro de estos intervalos, o cualquier intervalo formado por tales valores). Los valores promedio de MTF de la segunda lente pueden comprender valores de MTF a 100 líneas por milímetro integrados sobre las longitudes de onda entre aproximadamente 400 y 700 nm ponderados por la función de luminosidad fotópica para objetos en el eje.

El modelo de ojo puede comprender un modelo de ojo de Liou-Brennan. Como alternativa, el modelo de ojo puede comprender un modelo de ojo de Badal. Además, el modelo de ojo puede comprender un modelo de ojo de Arizona o un modelo de ojo de Indiana. Se pueden utilizar otros modelos de ojo normalizados o equivalentes.

En diversas realizaciones del par de lentes, los valores de la función de transferencia de modulación de la primera o la segunda lente se pueden proporcionar cuando la óptica de la primera o la segunda lente se inserta en el modelo de ojo en una configuración fática. En otras diversas realizaciones, los valores de la función de transferencia de modulación de la primera o la segunda lente se pueden proporcionar cuando la óptica de la primera o la segunda lente se inserta en el modelo de ojo en una configuración afática.

En diversas realizaciones del par de lentes, la primera o la segunda lente pueden comprender además partes hápticas. La óptica de la primera o la segunda lente puede tener un eje óptico y un espesor a través del eje óptico que está entre aproximadamente 100-700 micrómetros. En otras realizaciones, la óptica de la primera o la segunda lente puede tener un eje óptico y un espesor a través del eje óptico que está entre aproximadamente 700 micrómetros - 4 milímetros. En algunas de tales realizaciones, el espesor a lo largo del eje óptico puede estar entre aproximadamente 700 micrómetros - 3 milímetros, entre aproximadamente 700 micrómetros - 2 milímetros, entre aproximadamente 700 micrómetros - 1 milímetro, o cualquier intervalo formado por cualquiera de los valores en estos intervalos.

En diversas realizaciones del par de lentes, las superficies anterior y posterior de la primera lente se pueden conformar para proporcionar valores promedio de la función de transferencia de modulación (MTF) que están entre 0,1 y 0,4 a 100 líneas por milímetro para al menos el 95 % o el 98 % de las vergencias del objeto dentro del intervalo de 0 a 2,5 dioptrías (D).

En diversas realizaciones del par de lentes, las superficies anterior y posterior de la segunda lente se pueden conformar para proporcionar valores promedio de la función de transferencia de modulación (MTF) que están entre 0,1 y 0,4 a 100 líneas por milímetro para al menos el 95 % o el 98 % de las vergencias del objeto dentro del intervalo de -2,5 a 0 dioptrías (D).

En diversas realizaciones del par de lentes, las superficies anterior y posterior de la primera lente pueden conformarse para proporcionar funciones de transferencia de modulación (MTF) sin inversión de fase en al menos el 90 %, el 95 %, el 98 %, el 99 % o el 100 % de las vergencias del objeto dentro del intervalo de 0 a 2,5 dioptrías (D) cuando dicha óptica se inserta en el modelo de ojo.

En diversas realizaciones del par de lentes, las superficies anterior y posterior de la segunda lente pueden conformarse para proporcionar funciones de transferencia de modulación (MTF) sin inversión de fase en al menos el 90 %, el 95 %, el 98 %, el 99 % o el 100 % de las vergencias del objeto dentro del intervalo de -2,5 a 0 dioptrías (D) cuando dicha óptica se inserta en el modelo de ojo.

La invención es una lente configurada para su implantación en el ojo de un ser humano. La lente incluye una óptica que comprende material transparente. La óptica tiene una superficie anterior y una superficie posterior. Cada una de la superficie anterior y la superficie posterior tiene un vértice de superficie. La óptica tiene un eje óptico a través de los vértices de superficie. Al menos una de las superficies anterior y posterior puede comprender una superficie que tenga una primera parte y una segunda parte. La primera parte se puede disponer centralmente alrededor del eje óptico. La segunda parte puede rodear a la primera parte y puede tener un perfil de superficie diferente al de la primera parte. La primera parte se puede configurar para proporcionar una mayor profundidad de campo. La segunda parte se puede configurar para proporcionar una métrica de calidad de visión mejorada a distancia en comparación con la primera parte.

En algunas de tales realizaciones, la distancia puede comprender objetos entre infinito y 2 metros o la distancia puede comprender una vergencia de 0 D. En diversas realizaciones de la lente, la lente puede comprender además una tercera parte que rodea a la segunda parte. La tercera parte puede tener un perfil de superficie diferente al de la segunda parte. En algunas realizaciones, la tercera parte puede tener un perfil superficial similar al de la primera parte.

La segunda parte se puede configurar para proporcionar una métrica de calidad de visión mejorada a distancia en comparación con la tercera parte. Por ejemplo, la métrica de la calidad de visión mejorada puede ser una función de la transferencia de modulación, una sensibilidad al contraste, una derivación de las mismas, o una combinación de las mismas. En algunas realizaciones, la primera parte puede tener una forma que comprende una envolvente cónica, bicónica o biesférica compensada por las perturbaciones de la envolvente que comprende una función esférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico.

La invención es una lente configurada para su implantación en el ojo de un ser humano. La lente incluye una óptica que comprende material transparente. La óptica tiene una superficie anterior y una superficie posterior. Cada una de la superficie anterior y la superficie posterior tiene un vértice de superficie. La óptica tiene un eje óptico a través de los vértices de superficie. Al menos una de las superficies anterior y posterior puede comprender una superficie que tenga una primera parte y una segunda parte. La primera parte puede tener una forma que comprende una envolvente cónica, bicónica o biesférica compensada por las perturbaciones con respecto a la envolvente que comprende una función esférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico. La segunda parte puede tener una forma que comprende una envolvente cónica, bicónica o biesférica no compensada por las perturbaciones de la envolvente que comprende una función esférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico.

En diversas realizaciones de la lente, la primera parte se puede disponer centralmente alrededor del eje óptico. La segunda parte puede rodear dicha primera parte. En algunas realizaciones, la lente puede incluir una tercera parte que rodea a la segunda parte. La tercera parte puede tener una forma que comprende una envolvente cónica, bicónica o biesférica compensada por las perturbaciones con respecto a la envolvente que comprende una función esférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico. En algunas de tales realizaciones, la tercera parte puede tener sustancialmente la misma envolvente cónica, bicónica o biesférica compensada por perturbaciones con respecto a la envolvente que comprende una función esférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico como la primera parte.

La invención es una lente configurada para su implantación en el ojo de un ser humano. La lente incluye una óptica que comprende material transparente. La óptica tiene una superficie anterior y una superficie posterior. Cada una de la superficie anterior y la superficie posterior tiene un vértice de superficie. La óptica tiene un eje óptico a través de los vértices de superficie. Al menos una de las superficies anterior y posterior puede comprender una superficie que tenga una primera parte y una segunda parte. La primera parte se puede disponer centralmente alrededor del eje óptico. La segunda parte puede rodear a la primera parte. La primera parte puede tener un mayor control de la aberración esférica que proporciona una mayor profundidad de campo que la segunda parte.

En diversas realizaciones, la lente puede incluir una tercera parte que rodea a la segunda parte. La tercera parte puede tener un mayor control de la aberración esférica que proporciona una mayor profundidad de campo que la segunda parte. La tercera parte puede tener sustancialmente el mismo control de la aberración esférica que la primera parte. La primera parte puede tener una forma que comprende una envolvente cónica, bicónica o biesférica compensada por las perturbaciones de la envolvente que comprende una función esférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico.

En diversas realizaciones de la lente que tiene una tercera parte, la tercera parte puede tener una forma que comprende una envolvente cónica, bicónica o biesférica compensada por las perturbaciones de la envolvente que comprende una función esférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico.

En diversas realizaciones de la lente que tiene una forma que comprende una envolvente cónica, bicónica o biesférica compensada por las perturbaciones de la envolvente que comprende una función esférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico, la función esférica de orden superior puede incluir al menos un término de orden par,  $a_{2n}r^{2n}$ , donde  $n$  es un número entero y  $a_{2n}$  es un coeficiente y  $r$  es la distancia radial desde el eje óptico. Por ejemplo, la función esférica de orden superior puede incluir un término de segundo orden,  $a_2r^2$ , donde  $a_2$  es un coeficiente y  $r$  es la distancia radial desde el eje óptico. Como otro ejemplo, la función esférica de orden superior puede incluir un término de cuarto orden,  $a_4r^4$ , donde  $a_4$  es un coeficiente y  $r$  es la distancia radial desde el eje óptico. La función esférica de orden superior puede incluir también un término de sexto orden,  $a_6r^6$  donde  $a_6$  es un coeficiente y  $r$  es la distancia radial desde el eje óptico. Además, la función esférica de orden superior puede incluir un término de octavo orden,  $a_8r^8$  donde  $a_8$  es un coeficiente y  $r$  es la distancia radial desde el eje óptico.

En diversas realizaciones de la lente que tiene una primera y una segunda partes, la lente puede comprender además una parte de transición que proporcione una transición suave sin discontinuidad entre la primera y la segunda partes. La parte de transición puede tener una distancia entre los radios interior y exterior en el intervalo de aproximadamente 0,1 - 1 mm. La primera parte puede tener un diámetro de sección transversal máximo en el intervalo de aproximadamente 2,5-4,5 mm. Por ejemplo, la primera parte puede tener un diámetro de sección transversal máximo de aproximadamente 3,75 mm. La segunda parte puede tener una distancia entre los radios interior y exterior en el

intervalo de aproximadamente 1 - 3,5 mm. En algunas realizaciones, la segunda parte puede tener una distancia entre los radios interior y exterior en el intervalo de aproximadamente 0,25 - 1,5 mm.

En diversas realizaciones de la lente, la óptica puede tener un espesor a lo largo del eje óptico que esté en el intervalo de aproximadamente 100-700 micrómetros (o cualquier intervalo formado por cualquiera de los valores en este intervalo). Como alternativa, la óptica puede tener un espesor a lo largo del eje óptico que esté en el intervalo de aproximadamente 700 micrómetros a 4 milímetros (o cualquier intervalo formado por cualquiera de los valores en este intervalo). En diversas realizaciones, la lente también incluye al menos un háptico dispuesto con respecto a la óptica para fijar la óptica en el ojo cuando se implanta en el mismo. En algunas realizaciones, la superficie anterior puede comprender la superficie que tiene la primera y segunda partes. La superficie posterior comprende una forma que tiene una envolvente bicónica.

La invención es una lente configurada para su implantación en el ojo de un ser humano. La lente incluye una óptica que comprende material transparente. La óptica tiene una superficie anterior y una superficie posterior. Cada una de la superficie anterior y la superficie posterior tiene un vértice de superficie. La óptica tiene un eje óptico a través de los vértices de superficie. Al menos una de las superficies anterior y posterior puede comprender una superficie que tenga una primera parte y una segunda parte. La primera parte se puede disponer centralmente alrededor del eje óptico. La segunda parte puede rodear a la primera parte. La primera parte se puede configurar para proporcionar una mayor profundidad de campo. La segunda parte se puede configurar para proporcionar un enfoque de distancia monofocal.

En algunas de tales realizaciones, la lente puede comprender además una tercera parte que rodea a la segunda parte. La tercera parte se puede configurar para proporcionar una mayor profundidad de campo. La primera parte puede tener una forma que comprende una envolvente cónica, bicónica o biesférica compensada por las perturbaciones con respecto a la envolvente que comprende una función asférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico. Es más, la tercera parte puede tener una forma que comprende una envolvente cónica, bicónica o biesférica compensada por las perturbaciones con respecto a la envolvente que comprende una función asférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico.

En diversas realizaciones de la lente que tiene la primera y segunda partes, cada una de la primera y segunda partes puede tener una cáustica. La segunda parte puede tener una constante cónica tal que la cáustica de la segunda parte se mezcle suavemente con la cáustica de la primera parte. En algunos ejemplos, la cáustica de la segunda parte se mezcla más suavemente con la cáustica de la primera parte que si la segunda parte comprendiera una superficie esférica. En diversas realizaciones de la lente que tiene una tercera parte, la segunda y tercera partes pueden tener una cáustica. La segunda parte puede tener una constante cónica tal que la cáustica de la segunda parte se mezcle suavemente con la cáustica de la tercera parte. En algunos ejemplos, la cáustica de la segunda parte se mezcla más suavemente con la cáustica de la tercera parte que si la segunda parte comprendiera una superficie esférica.

En ciertas realizaciones de la lente que tiene la primera y segunda partes, la superficie anterior puede ser convexa. La superficie posterior puede ser cóncava. Por ejemplo, la superficie anterior puede ser convexa y la superficie posterior puede ser cóncava, de modo que la óptica tenga forma de menisco. En otras diversas realizaciones, la superficie posterior puede ser convexa. En algunas realizaciones, la superficie anterior puede ser cóncava. Es más, en diversas realizaciones de la lente que tiene la primera y segunda partes, la segunda parte puede tener una forma que comprende una envolvente cónica, bicónica o biesférica no compensada por las perturbaciones de la envolvente que comprende una función asférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico.

La invención es una lente configurada para su implantación en el ojo de un ser humano. La lente incluye una óptica que comprende material transparente. La óptica tiene una superficie anterior y una superficie posterior. Cada una de la superficie anterior y la superficie posterior tiene un vértice de superficie. La óptica tiene un eje óptico a través de los vértices de superficie. La lente incluye al menos un háptico dispuesto con respecto a la óptica para fijar la óptica en el ojo cuando se implanta en el mismo. Las superficies anterior y posterior comprenden superficies asféricas y la superficie posterior tiene una forma asférica que comprende una compensación bicónica por las perturbaciones que comprende una función asférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico. La superficie posterior tiene un valor absoluto de la relación  $R_x/R_y$  entre 0 y 100 y un valor absoluto de la relación  $k_x/k_y$  entre 0 y 100.

La invención es una lente configurada para su implantación en el ojo de un ser humano. La lente incluye una óptica que comprende material transparente. La óptica tiene una superficie anterior y una superficie posterior. La superficie anterior y la superficie posterior comprenden una superficie asférica. Las superficies anterior y posterior se pueden conformar para proporcionar una métrica de calidad de imagen estática (SIQ) de al menos 0,6, 0,7, 0,8, 0,9 o 1 para al menos el 90 %, el 95 % o el 98 % de las vergencias del objeto dentro del intervalo de 0 a +1,5 D, de 0 a +2,0 D o de 0 a +2,5 D cuando la óptica se inserta en el ojo humano con un tamaño de apertura de 4 a 6 milímetros. Por ejemplo, el tamaño de la apertura puede ser de 6 mm.

La invención es una lente configurada para su implantación en el ojo de un ser humano. La lente incluye una óptica que comprende material transparente. La óptica tiene una superficie anterior y una superficie posterior. La superficie anterior y la superficie posterior comprenden una superficie asférica. Las superficies anterior y posterior se pueden conformar para proporcionar un grado psicofísico superior al promedio en al menos el 90 %, el 95 % o el 98 % de las

vergencias del objeto dentro del intervalo de 0 a +1,5 D, de 0 a +2,0 D o de 0 a +2,5 D cuando la óptica se inserta en el ojo humano que tiene un tamaño de apertura de 4 a 6 milímetros o en un modelo de ojo que tiene un tamaño de apertura de 4 a 6 milímetros. En alguna de esas realizaciones, cada una de la superficie anterior y la superficie posterior tiene un vértice de superficie. La óptica tiene un eje óptico a través de los vértices de superficie. La superficie posterior puede tener una forma asférica que comprende una compensación bicónica por las perturbaciones que comprende una función asférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico.

En diversas realizaciones, la óptica puede comprender una pupila de salida, y las superficies anterior y posterior pueden conformarse para proporcionar un perfil de potencia radial caracterizado por  $\Phi(r) = a + br^2 + cr^4 + dr^6 + er^8$  para el frente de onda en la pupila de salida de la óptica para una vergencia del objeto de 0 a 2,5 D donde  $r$  es la distancia radial desde el eje óptico y  $a, b, c, d$  y  $e$  son coeficientes. En algunas realizaciones, un espesor a lo largo del eje óptico puede estar entre aproximadamente 100-700 micrómetros. La superficie anterior puede ser convexa y la superficie posterior puede ser cóncava, de modo que la óptica tenga forma de menisco.

## Breve descripción de los dibujos

La Figura 1 es una ilustración esquemática del ojo humano.

La Figura 2 es una lente de ejemplo de acuerdo con ciertas realizaciones descritas en el presente documento.

La Figura 3A es un ultrasonido de una lente 200 de ejemplo, de conformidad con ciertas realizaciones descritas en el presente documento, implantada en el ojo. La Figura 3B es la vista lateral de la sección transversal de la lente de ejemplo que se muestra en la Figura 2.

La Figura 4 es un esquema de la vista lateral en sección transversal de la óptica de la lente que se muestra en la Figura 2.

La Figura 5A es un esquema de un ejemplo de óptica de menisco positivo.

La Figura 5B es un esquema de un ejemplo de óptica de menisco negativo.

La Figura 6A ilustra esquemáticamente la profundidad de campo en el espacio del objeto y la profundidad de enfoque en el espacio de la imagen.

La Figura 6B ilustra esquemáticamente la cáustica de la imagen y el círculo de confusión.

La Figura 6C ilustra esquemáticamente las curvas de desenfoque para una lente esférica convencional y un ojo hiperfocal idealizado.

La Figura 6D ilustra esquemáticamente un modelo de ejemplo para evaluar y diseñar una lente de conformidad con ciertas realizaciones descritas en el presente documento.

Las Figuras 7A-7B son esquemas de un ejemplo de una superficie anterior y/o una superficie posterior de una óptica que tiene una primera parte configurada para proporcionar una mayor profundidad de campo y una segunda parte configurada para proporcionar una agudeza visual mejorada a distancia.

Las Figuras 8A-8B son esquemas de otro ejemplo de una superficie anterior y/o una superficie posterior de una óptica que tiene una primera parte configurada para proporcionar una mayor profundidad de campo y una segunda parte configurada para proporcionar una agudeza visual mejorada a distancia.

## Descripción detallada

Los problemas de la vista, tales como la miopía (visión de cerca), hipermetropía (visión de lejos) y astigmatismo, han sido corregidos usando gafas y lentes de contacto. Las técnicas quirúrgicas, p. ej., queratomileusis *in situ* asistida por láser (LASIK), se han vuelto más comunes para ayudar a abordar los inconvenientes de las gafas y lentes de contacto.

En LASIK, se utiliza un láser para cortar un colgajo en la córnea para acceder al tejido subyacente y alterar la forma de la córnea. Es más, se ha utilizado una lente intraocular (LIO) para ayudar a tratar la miopía y las cataratas (opacidad del cristalino natural del ojo) al reemplazar el cristalino natural con una lente pseudofáquica configurada para fijarse dentro del saco capsular.

Otra solución para tratar las imperfecciones de la agudeza visual son las LIO fáquicas. Las LIO fáquicas son lentes transparentes que se implantan dentro del ojo sin extraer el cristalino natural. Por consiguiente, la LIO fáquica junto con la córnea y el cristalino proporcionan potencia óptica para obtener imágenes de un objeto en la retina. (Por el contrario, las LIO pseudofáquicas, que son lentes implantadas dentro del ojo para reemplazar el cristalino natural, p. ej., después de la extracción del cristalino opaco para tratar las cataratas como se ha descrito anteriormente). La implantación de una LIO fáquica se puede emplear para corregir miopía, hipermetropía, así como astigmatismo, liberando a un paciente de la inconveniencia de llevar gafas y lentes de contacto. La LIO fáquica también se puede extraer, devolviendo la óptica del ojo a su condición natural, o reemplazarla para abordar las necesidades cambiantes de corrección o mejora de la visión del ojo.

Con la edad, las personas desarrollan presbicia (incapacidad para enfocar objetos cercanos), que se ha abordado con gafas de lectura con el fin de proporcionar la potencia de refracción adicional que se pierde cuando ya no se puede lograr la acomodación de objetos cercanos. Las lentes de contacto multifocales y las LIO, que proporcionan enfoques discretos para la visión de cerca y de lejos, también se han utilizado, pero las pérdidas en la sensibilidad al contraste y la presencia de imágenes fantasma coaxiales en el campo de visión del paciente han limitado la aceptación de tales soluciones.

Ciertas realizaciones descritas en el presente documento pueden proporcionar ventajosamente implantes oftálmicos para la corrección de la visión de, incluyendo, pero sin limitación, miopía, hipermetropía, astigmatismo, cataratas y/o presbicia con mayor profundidad de campo y agudeza visual mejorada. En diversas realizaciones, los implantes oftálmicos incluyen una lente configurada para su implantación en el ojo de un paciente, por ejemplo, un ser humano.

5 Tales lentes son particularmente útiles para tratar la presbicia y la aparición de presbicia en poblaciones de mediana edad.

Ciertas realizaciones pueden incluir implantes de lentes fáquicas, donde la lente se puede implantar delante del cristalino natural 120, tal como entre la córnea 110 y el iris 115. Otras realizaciones están configuradas para colocarse

10 entre el iris 115 y el cristalino natural 120. Algunas realizaciones de ejemplo incluyen lentes para tratar la miopía, hipermetropía, astigmatismo y/o presbicia.

Algunas otras realizaciones pueden incluir una lente pseudofáquica implantada dentro del ojo, por ejemplo, en el saco capsular, después de la extracción del cristalino 120. Como se ha discutido anteriormente, se puede usar una lente pseudofáquica para tratar cataratas así como para proporcionar corrección refractiva.

15

La Figura 2 es una lente 200 de ejemplo de acuerdo con diversas realizaciones descritas en el presente documento. La lente 200 incluye una zona óptica u óptica 201. La óptica 201 transmite y enfoca, p. ej., refracta, la luz recibida por la lente 200. Como se describirá con mayor detalle en el presente documento, la óptica 201 puede comprender una

20 forma superficial de una o más superficies de la óptica 201 diseñadas para refractar y enfocar la luz y aumentar la profundidad de campo y la agudeza visual. Por ejemplo, en algunas realizaciones, las formas superficiales de las superficies de la óptica 201 pueden diseñarse de manera que la óptica 201 pueda enfocar la luz continuamente para una alta agudeza visual, p. ej., una visión 20/20, para un amplio intervalo de vergencias de objetos (p. ej., vergencias dentro del intervalo de al menos de aproximadamente 0 a aproximadamente 2,5 dioptrías, en algunas

25 implementaciones desde al menos aproximadamente 0 dioptrías hasta al menos aproximadamente 1,8, 1,9, 2,0, 2,1, 2,2, 2,3, 2,4, 2,5, 2,6, 2,7, 2,8, 2,9 o 3,0 dioptrías o posiblemente desde al menos aproximadamente 0,1, 0,2, 0,3, 0,4, 0,5, 0,6 o 0,7 dioptrías hasta al menos aproximadamente 2,5, 2,6, 2,7, 2,8, 2,9 o 3,0 dioptrías) en la retina para aumentar la profundidad de campo. Además, en algunas realizaciones, las formas superficiales de las superficies de la óptica 201 pueden diseñarse de modo que las imágenes sean sustancialmente coaxiales y de magnitud

30 sustancialmente similar para reducir la presencia de imágenes fantasma.

Como se muestra en la Figura 2, la lente 200 de ejemplo también incluye un háptico 205. En algunas realizaciones, el háptico 205 incluye uno o más hápticos o partes hápticas 205a, 205b, 205c y 205d para estabilizar la lente y unir la lente 200 al ojo. Por ejemplo, en la Figura 2, las partes hápticas 205a, 205b, 205c y 205d están dispuestas alrededor

35 de la óptica 201 para fijar la óptica 201 en el ojo cuando se implanta en el mismo. En ciertas realizaciones, las partes hápticas 205a, 205b, 205c y 205d están configuradas para estabilizar la óptica 201 en el ojo de modo que el eje óptico de la óptica 201 esté dispuesto a lo largo de un eje óptico central del ojo. En tales realizaciones, la estabilidad del frente de onda de la óptica 201 en el ojo puede ser proporcionada por las partes hápticas 205a, 205b, 205c y 205d. En diversas realizaciones, la lente y, en particular, los hápticos, están configurados para ser implantados fuera del

40 saco capsular, por ejemplo, por delante del cristalino natural como para un diseño de LIO fáquica. Como se ha discutido anteriormente, el implante de LIO fáquica puede configurarse para su implantación entre el iris y el cristalino natural. Por consiguiente, en ciertas realizaciones, el háptico 205 está abovedado de manera que la óptica 201 está dispuesta a lo largo de un eje óptico central del ojo en una ubicación anterior a la ubicación de los puntos de contacto entre las partes hápticas 205a-205d. La configuración mejora la separación entre la óptica 201 y el cristalino natural en un ojo

45 fáquico, cristalino natural que se flexiona cuando el ojo se acomoda. En algunos casos, el háptico 205 está configurado para proporcionar un espacio libre mínimo al cristalino natural cuando se implanta que reduce, minimiza o evita el contacto entre una superficie anterior del cristalino natural y una superficie posterior de la óptica 201. Con algunos materiales, se permite el contacto entre la óptica 201 y la superficie anterior del cristalino natural. En algunas realizaciones, la lente 200 se puede implantar a través de la pupila o la abertura del iris 115 y, cuando están en su

50 lugar, las partes hápticas 205a, 205b, 205c y 205d se pueden colocar debajo del iris 115. Aunque el háptico 205 que se muestra en la Figura 2 incluye cuatro partes hápticas 205a, 205b, 205c y 205d en forma de partes de esquina extendidas, la forma, el tamaño y el número de hápticos o partes hápticas no están particularmente limitados.

En diversas implementaciones, por ejemplo, la lente está configurada para su implantación dentro del saco capsular después de la extracción del cristalino natural. Dicha lente pseudofáquica puede tener hápticos que tengan una forma, tamaño y/o número adecuado para proporcionar una colocación y orientación seguras dentro del saco capsular después de la implantación. La Figura 3A es un ultrasonido de una lente 200 de ejemplo, de conformidad con ciertas realizaciones descritas en el presente documento, implantada en el ojo.

55

La óptica 201 incluye un material transparente. Por ejemplo, el material transparente puede incluir un material de copolímero de colágeno, un hidrogel, una silicona y/o un acrílico. En algunas realizaciones, el material transparente puede incluir un material hidrófobo. En otras realizaciones, el material transparente puede incluir un material hidrófilo. Para la óptica 201 se pueden utilizar otros materiales conocidos o aún por desarrollar.

60

Ciertas realizaciones de la óptica 201 pueden incluir ventajosamente un material de copolímero de colágeno, p. ej., similar al material utilizado en las LIO Collamer® de STAAR® Surgical Company en Monrovia, California. Un ejemplo

65

de material de copolímero de colágeno es el material polimérico biocompatible a base de metacrilato de hidroxietilo (HEMA)/colágeno porcino. Dado que los materiales de copolímero de colágeno pueden tener características similares a las del cristalino humano, ciertas realizaciones de la lente descrita en el presente documento pueden funcionar ópticamente de forma similar al cristalino natural. Por ejemplo, en algunas realizaciones, debido a las propiedades

5    antirreflectantes y al contenido de agua de aproximadamente el 40 %, una lente 200 hecha con un material de copolímero de colágeno puede transmitir luz de manera similar al cristalino humano natural. Se puede reflejar menos luz dentro del ojo, lo que lleva a una mayor nitidez, visión más clara y menos ocurrencias de deslumbramiento, halos, o mala visión nocturna en comparación con lentes fabricadas con otros materiales para lentes.

10   En algunas realizaciones de la lente 200 hecha con un material de copolímero de colágeno, la lente 200 puede ser flexible, permitiendo una fácil implantación dentro del ojo. Es más, dado que los materiales de copolímero de colágeno están hechos con colágeno, diversas realizaciones de la lente 200 son biocompatibles con el ojo. En algunas realizaciones, la lente 200 puede atraer fibronectina, una sustancia que se encuentra naturalmente en el ojo. Se puede formar una capa de fibronectina alrededor de la lente 200, inhibiendo la adhesión de glóbulos blancos a la lente 200.

15   El revestimiento de fibronectina puede ayudar a evitar que la lente 200 se identifique como un objeto extraño. Es más, como el colágeno que contiene, diversas realizaciones de la lente 200 pueden llevar una ligera carga negativa. Dado que las proteínas en el ojo también tienen una carga negativa, como estas dos fuerzas negativas se encuentran a lo largo del borde de la lente 200, la repulsión de carga puede ayudar a alejar las proteínas de la lente 200. De este modo, la lente 200 puede mantenerse naturalmente limpia y transparente.

20   Además, en algunas realizaciones, la lente 200 puede incluir un bloqueador ultravioleta (UV). Dicho bloqueador puede ayudar a evitar que los dañinos rayos UVA y UVB entren en el ojo. Por consiguiente, ciertas realizaciones pueden ayudar a prevenir el desarrollo de trastornos oculares relacionados con UV.

25   En algunas realizaciones, el háptico 205 (o una o más de las partes hápticas 205a, 205b, 205c y 205d) también pueden estar hechos del mismo material que la óptica 201. Por ejemplo, el háptico 205 puede estar hecho de un copolímero de colágeno, un hidrogel, una silicona y/o un acrílico. En algunas realizaciones, el háptico 205 puede incluir un material hidrofóbico. En otras realizaciones, el háptico 205 puede incluir un material hidrófilo. Para el háptico 205 se pueden utilizar otros materiales conocidos o aún por desarrollar.

30   La lente 200 se puede fabricar mediante torneado de diamante, moldeo, u otras técnicas conocidas en la técnica o aún por desarrollar. En algunas realizaciones de la lente 200 fabricada con un material de copolímero de colágeno, la lente 200 se puede mecanizar en estado seco, seguido de hidratación para estabilizar la lente 200. También se puede emplear un enfoque similar para otros materiales.

35   La Figura 3B es la vista lateral en sección transversal de la lente 200 de ejemplo que se muestra en la Figura 2; y la Figura 4 es un esquema de la vista lateral en sección transversal de la óptica 201 de la lente 200. La óptica 201 tiene una superficie anterior 201a y una superficie posterior 201b. La óptica 201 también tiene un centro a través del cual pasa el eje óptico de la lente y un espesor  $T_c$  en el centro a lo largo del eje óptico. El eje óptico pasa a través de los

40   vértices de superficie de las superficies anterior y posterior 201a, 201b. El tamaño exacto de la óptica 201 puede depender del tamaño de la pupila del paciente, el material de la lente 200 y la prescripción del paciente. En algunas realizaciones, por ejemplo, para lentes fáquicas, el espesor en el centro  $T_c$  de la óptica 201 puede hacerse relativamente fino. Por ejemplo, el espesor en el centro  $T_c$  de la óptica 201 puede ser de aproximadamente 100 a aproximadamente 700 micrómetros, de aproximadamente 100 a aproximadamente 600 micrómetros, de

45   aproximadamente 100 a aproximadamente 500 micrómetros, de aproximadamente 100 a aproximadamente 400 micrómetros, de aproximadamente 100 a aproximadamente 300 micrómetros, o de aproximadamente 100 a aproximadamente 200 micrómetros, de modo que la lente 200 pueda ser relativamente imperceptible para el paciente y para los demás. Las lentes más delgadas también simplifican el proceso de inserción de la lente a través del tejido ocular, p. ej., la córnea. Por ejemplo, la óptica podría tener un espesor a lo largo del eje óptico de aproximadamente

50   110, 115, 120, 130, 140 o 150 a aproximadamente 200, 300 o 400 micrómetros, cualquier valor entre cualquiera de estos espesores, o cualquier intervalo formado por cualquiera de estos espesores. El espesor en el centro  $T_c$  de la óptica 201, por lo tanto, puede ser cualquier espesor entre los valores mencionados anteriormente, p. ej., un espesor en intervalos entre cualquiera de los siguientes: 100 micrómetros, 110 micrómetros, 115 micrómetros, 120 micrómetros, 130 micrómetros, 140 micrómetros, 150 micrómetros, 200 micrómetros, 250 micrómetros, 300

55   micrómetros, 350 micrómetros, 400 micrómetros, 450 micrómetros, 500 micrómetros, 550 micrómetros, 600 micrómetros, 650 micrómetros o 700 micrómetros.

En algunas otras realizaciones, por ejemplo, para lentes pseudofáquicas donde la lente 201 reemplaza al cristalino natural, el espesor en el centro  $T_c$  de la óptica 201 pueden ser más grueso que el de las lentes fáquicas, p. ej., de

60   aproximadamente 700 micrómetros a aproximadamente 4 mm, de aproximadamente 700 micrómetros a aproximadamente 3 mm, de aproximadamente 700 micrómetros a aproximadamente 2 mm, de aproximadamente 700 micrómetros a aproximadamente 1 mm, cualquier valor entre tales intervalos, o cualquier intervalo formado por cualquiera de los valores en estos intervalos. Por ejemplo, el espesor en el centro  $T_c$  de la óptica 201 puede ser de aproximadamente 700 micrómetros, aproximadamente unos 800 micrómetros, aproximadamente unos 900

65   micrómetros, aproximadamente 1 milímetro, aproximadamente 1,5 milímetros, aproximadamente 2 milímetros, aproximadamente 2,5 milímetros, aproximadamente 3 milímetros, aproximadamente 3,5 milímetros o

aproximadamente 4 milímetros o intervalos intermedios. Sin embargo, incluso para lentes pseudofáquicas, la lente puede emplear espesores más pequeños,  $T_c$ , por ejemplo, espesores entre aproximadamente 300 micrómetros a 700 micrómetros, por ejemplo, 300 micrómetros, 400 micrómetros, 500 micrómetros, 600 micrómetros o 700 micrómetros o cualquier intervalo entre ellos, como de 300 a 400 micrómetros, de 400 a 500 micrómetros, de 500 a 600 micrómetros.

De conformidad con ciertas realizaciones descritas en el presente documento, la superficie anterior 201a es convexa y la superficie posterior 201b es cóncava, de manera que la óptica 201 tiene forma de menisco. Las Figuras 5A y 5B son ejemplos de vistas laterales en sección transversal de la óptica 201 que tiene forma de menisco. Una óptica en forma de menisco 201 puede ser bastante ventajosa cuando se usa, por ejemplo, en una lente fáquica. Por ejemplo, cuando se implanta detrás de (o posterior al) iris y delante de (o anterior al) cristalino natural, una superficie anterior 201a de la óptica 201 que es convexa puede ayudar a prevenir el desgaste del iris adyacente a esa superficie 201a, y una superficie posterior 201b de la óptica 201a que es cóncava puede ayudar a prevenir daños al cristalino natural adyacente a esa superficie 201b, lo que puede dar como resultado, por ejemplo, cataratas.

La óptica en forma de menisco se puede describir como positiva o negativa. Como se muestra en la Figura 5A, una óptica de menisco positivo 301 tiene una superficie convexa 301a de curvatura más pronunciada que la superficie cóncava 301b, y tiene un espesor mayor en el centro  $T_c$  (a través del cual pasa el eje óptico) que en el borde  $T_e$ . Por el contrario, como se muestra en la Figura 5B, una óptica de menisco negativo 401 tiene una superficie cóncava 401b de curvatura más pronunciada que la superficie convexa 401a, y tiene un espesor mayor en el borde  $T_e$  que en el centro  $T_c$ . En ciertas realizaciones, se puede utilizar una óptica de menisco positivo para tratar la hipermetropía, mientras que, en otras realizaciones, se puede utilizar una óptica de menisco negativo para tratar la miopía.

En diversas realizaciones, la óptica 201 no tiene forma de menisco. Por ejemplo, en algunas realizaciones, la superficie anterior 201a es sustancialmente plana y la superficie posterior 201b es cóncava, de manera que la óptica 201 es plano-cóncava. En otras realizaciones, tanto la superficie anterior 201a como la superficie posterior 201b son cóncavas, de manera que la óptica 201 es bicóncava. En realizaciones adicionales, la superficie anterior 201a es convexa y la superficie posterior 201b es sustancialmente plana, de manera que la óptica 201 es plano-convexa. En otras realizaciones más, tanto la superficie anterior 201a como la superficie posterior 201b son convexas, de manera que la óptica 201 es biconvexa.

En ciertas realizaciones, la superficie anterior 201a y/o la superficie posterior 201b de la óptica 201 pueden incluir superficies esféricas. Por ejemplo, la superficie anterior 201a y/o la superficie posterior 201b de la óptica 201 pueden incluir una forma de superficie que no es una parte de una esfera. En diversas realizaciones, la superficie anterior 201a y/o la superficie posterior 201b pueden ser rotacionalmente simétricas. Por ejemplo, el perfil de la superficie o combado de la forma esférica puede incluir al menos un término cónico. El término cónico se puede describir como:

$$z = \frac{cr^2}{1 + \sqrt{1 - (1+k)c^2r^2}}, \quad (1)$$

donde  $c$  es la curvatura de la superficie (o la inversa del radio),  $k$  es la constante cónica y  $r$  es la distancia radial desde el vértice de la superficie.

En algunas realizaciones, la forma esférica puede incluir una compensación cónica por las perturbaciones que comprende, por ejemplo, una función de orden superior de la distancia radial desde el vértice de la superficie. Por lo tanto, el combado de la forma esférica puede incluir el término cónico y una función de orden superior de la distancia radial desde el vértice de la superficie. La función de orden superior puede describir las perturbaciones esféricas del término cónico. En algunas realizaciones, la función de orden superior puede incluir al menos un término de orden par  $a_{2n}r^{2n}$ , donde  $n$  es un número entero,  $a_{2n}$  es un coeficiente y  $r$  es la distancia radial desde el vértice de la superficie. Por ejemplo, la forma esférica se puede describir usando el término cónico y los términos polinómicos pares (p. ej., describiendo una asfera par):

$$z(r) = \frac{cr^2}{1 + \sqrt{1 - (1+k)c^2r^2}} + a_2r^2 + a_4r^4 + a_6r^6 + a_8r^8 + \dots \quad (2)$$

Como puede verse en la ecuación (2) de ejemplo, la función de orden superior puede incluir al menos un término de segundo orden ( $a_2r^2$ ), un término de cuarto orden ( $a_4r^4$ ), un término de sexto orden, ( $a_6r^6$ ) y/o un término de octavo orden ( $a_8r^8$ ). En algunas realizaciones, la función de orden superior puede incluir uno o más términos de orden impar. Por ejemplo, la función de orden superior puede incluir solo términos de orden impar o una combinación de términos de orden par e impar.

Como también se muestra en la ecuación (2), la forma de la superficie puede depender de la constante cónica  $k$ . Si la constante cónica  $k = 0$ , entonces la superficie es esférica. Por lo tanto, en algunas realizaciones,  $k$  tiene una magnitud de al menos cero, tal que  $|k| \geq 0$ . En algunas realizaciones,  $k$  tiene una magnitud mayor que cero, tal que  $|k| > 0$ . En diversas realizaciones,  $k$  tiene una magnitud de al menos uno, tal que  $|k| \geq 1$ . En algunas realizaciones,  $|k| \geq 2$ ,  $|k| \geq 3$ ,  $|k| \geq 5$ ,  $|k| \geq 7$  o  $|k| \geq 10$ . Por ejemplo,  $k \leq -1$ ,  $k \leq -2$ ,  $k \leq -3$ ,  $k \leq -5$ ,  $k \leq -7$ ,  $k \leq -10$ . En diversas realizaciones, por tanto, la superficie tiene forma de hipérbola. Sin embargo, en cierta realización, la magnitud de la constante cónica puede

ser menor que uno, p. ej.,  $0 \leq |k| \leq 1$ .

En diversas realizaciones, la superficie anterior 201a y/o la superficie posterior 201b pueden ser rotacionalmente asimétricas y tener diferente curvatura a lo largo de diferentes direcciones a través del centro y/o el eje óptico de la óptica 201. Por ejemplo, la superficie anterior 201a y/o la superficie posterior 201b pueden tener diferentes curvaturas a lo largo de direcciones ortogonales a través del centro de la óptica 201. Ciertas realizaciones de este tipo pueden ser ventajosas para tratar el astigmatismo, donde se puede desear la corrección a lo largo de diferentes direcciones (meridianos).

- 10 El combado de la superficie rotacionalmente no simétrica incluye al menos un término bicónico. Una superficie bicónica es similar a una superficie toroidal con la constante cónica  $k$  y un radio diferente en las direcciones  $x$  e  $y$ . El término bicónico se describe como:

$$z = \frac{c_x x^2 + c_y y^2}{1 + \sqrt{1 - (1 + k_x) c_x^2 x^2 - (1 + k_y) c_y^2 y^2}}, \quad (3)$$

- 15 donde  $c_x$  es la curvatura de la superficie en la dirección  $x$  (o la inversa del radio en la dirección  $x$ ), y  $c_y$  es la curvatura de la superficie en la dirección  $y$  (o la inversa del radio en la dirección  $y$ ) mientras  $k_x$  es la constante cónica para la dirección  $x$ , y  $k_y$  es la constante cónica para la dirección  $y$ .

- 20 En algunas realizaciones, la forma asférica puede incluir la compensación bicónica por las perturbaciones que comprende una función de orden superior de la distancia radial desde el vértice de la superficie. Por lo tanto, similar a la ecuación (2), el combado de la forma asférica puede incluir el término bicónico y una función de orden superior. La función de orden superior puede incluir al menos un término de orden par, p. ej., al menos un término de segundo orden ( $a_2 r^2$ ), un término de cuarto orden ( $a_4 r^4$ ), un término de sexto orden, ( $a_6 r^6$ ) y/o un término de octavo orden ( $a_8 r^8$ ).  
25 Por ejemplo, similar a la ecuación (2), la función de orden superior puede ser  $a_2 r^2 + a_4 r^4 + a_6 r^6 + a_8 r^8 + \dots$ .

En algunas realizaciones, la función de orden superior puede incluir uno o más términos de orden impar. Por ejemplo, la función de orden superior puede incluir solo términos de orden impar o una combinación de términos de orden par e impar.

- 30 Por consiguiente, como se describe en el presente documento, la superficie posterior 201b de la óptica 201 tiene una forma que incluye un término bicónico.

- 35 Un ejemplo de corrección de la visión para la presbicia y/o el astigmatismo incluye una superficie anterior 201a y una superficie posterior 201b, ambas con una superficie asférica. La superficie asférica de la superficie anterior 201a tiene una forma que incluye un término cónico compensado por perturbaciones que comprende términos de segundo, cuarto, sexto y octavo orden; y la superficie asférica de la superficie posterior 201b tiene una forma que incluye un término bicónico. El combado de la superficie anterior 201a asférica de ejemplo se puede dar como:

$$40 \quad z(r) = \frac{c r^2}{1 + \sqrt{1 - (1 + k) c^2 r^2}} + a_2 r^2 + a_4 r^4 + a_6 r^6 + a_8 r^8. \quad (4)$$

Además, el combado de la superficie posterior 201b de ejemplo, que puede ser bicónica, se puede dar como:

$$z = \frac{c_x x^2 + c_y y^2}{1 + \sqrt{1 - (1 + k_x) c_x^2 x^2 - (1 + k_y) c_y^2 y^2}}, \quad (5)$$

- 45 que es similar a la ecuación (3). Ciertas realizaciones de tal lente pueden ser, aunque sin limitación, una lente de menisco.

- 50 Son posibles otros ejemplos. En ciertas realizaciones, la forma particular (p. ej., curvatura de la superficie anterior, curvatura de la superficie posterior, constantes cónicas, coeficientes de la función de orden superior, etc.) de la óptica 201 pueden depender de la prescripción del paciente.

- Como algunos ejemplos, para lentes que tienen una potencia dióptrica nominal entre de aproximadamente -18 D a aproximadamente 6 D esférica con de 0 a aproximadamente 2 D cilíndrica, con de 0 a aproximadamente 3 D cilíndrica o con de 0 a aproximadamente 4 D cilíndrica, pueden usarse los siguientes parámetros de diseño de ejemplo no limitantes en ciertas realizaciones. El radio  $R$  de la superficie anterior (p. ej., la inversa de la curvatura) puede estar entre aproximadamente -100 mm y aproximadamente 100 mm, de aproximadamente -50 mm a aproximadamente 50 mm, de aproximadamente -10 mm a aproximadamente 10 mm o de aproximadamente -5 mm a aproximadamente 5 mm. En algunos ejemplos,  $R$  de la superficie anterior puede estar entre aproximadamente -1 mm y aproximadamente 1 mm o entre 0 y aproximadamente 1 mm. Por ejemplo, el radio de la superficie anterior puede estar entre 0 y aproximadamente  $1 \times 10^{-2}$  mm, entre aproximadamente  $1 \times 10^{-7}$  mm y aproximadamente  $5 \times 10^{-3}$  mm, entre aproximadamente  $1 \times 10^{-6}$  mm y aproximadamente  $1 \times 10^{-3}$  mm o entre aproximadamente  $5 \times 10^{-6}$  mm y

aproximadamente  $5 \times 10^{-4}$  mm.

- Como se describe en el presente documento, en diversas realizaciones,  $k$  de la superficie anterior puede tener una magnitud mayor que cero tal que  $|k| > 0$ . En algunas realizaciones,  $k$  tiene una magnitud de al menos uno, tal que  $|k| \geq 1$ . En algunas realizaciones,  $|k| \geq 2$ ,  $|k| \geq 3$ ,  $|k| \geq 5$ ,  $|k| \geq 7$  o  $|k| \geq 10$ . Por ejemplo,  $k \leq -1$ ,  $k \leq -2$ ,  $k \leq -3$ ,  $k \leq -5$ ,  $k \leq -7$ ,  $k \leq -10$ . En algunas realizaciones,  $k < -10$ . Por ejemplo, en algunas realizaciones,  $k$  puede estar entre aproximadamente  $-1 \times 10^6$  y  $-100$ , entre aproximadamente  $-5 \times 10^5$  y aproximadamente  $-5 \times 10^4$  o entre aproximadamente  $-3 \times 10^5$  y aproximadamente  $-2 \times 10^5$ .
- Por consiguiente, en diversas realizaciones, la magnitud de la relación de la constante cónica de la superficie anterior y el radio de curvatura de la superficie anterior puede estar entre  $10^4$  y  $10^{14}$ , entre  $10^6$  y  $10^{12}$ , entre  $10^8$  y  $10^{11}$ , entre  $10^9$  y  $10^{11}$ , entre  $10^8$  y  $10^{10}$ , entre  $10^9$  y  $10^{10}$ , en diversas realizaciones.
- El coeficiente  $a_2$  para el término de segundo orden de la superficie anterior en diversas realizaciones puede estar entre 0 y aproximadamente 1. Por ejemplo,  $a_2$  puede estar entre 0 y aproximadamente 0,5, entre aproximadamente 0,001 y aproximadamente 0,3 o entre aproximadamente 0,005 y aproximadamente 0,2.
- El coeficiente  $a_4$  para el término de cuarto orden de la superficie anterior en diversas realizaciones puede estar entre aproximadamente -1 y 0. Por ejemplo,  $a_4$  puede estar entre aproximadamente -0,1 y 0, entre aproximadamente -0,05 y aproximadamente  $-1 \times 10^{-4}$  o entre aproximadamente -0,01 y aproximadamente  $-1 \times 10^{-3}$ .
- El coeficiente  $a_6$  para el término de sexto orden de la superficie anterior en diversas realizaciones puede estar entre 0 y aproximadamente 1. Por ejemplo,  $a_6$  puede estar entre 0 y aproximadamente 0,1, entre 0 y aproximadamente 0,01 o entre aproximadamente 0,0001 y aproximadamente 0,001.
- Es más, el coeficiente  $a_8$  para el término de octavo orden de la superficie anterior en diversas realizaciones puede estar entre aproximadamente -1 y 0. Por ejemplo,  $a_8$  puede estar entre aproximadamente -0,001 y 0, entre aproximadamente -0,0005 y 0, o entre aproximadamente -0,0001 y 0.
- Además, para lentes que tienen una potencia dióptrica nominal entre aproximadamente -18 D y aproximadamente 6 D esférica con de 0 a aproximadamente 2 D cilíndrica, con de 0 a aproximadamente 3 D cilíndrica o con de 0 a aproximadamente 4 D cilíndrica, pueden usarse los siguientes parámetros de diseño de ejemplo no limitantes en ciertas realizaciones para la superficie posterior. El radio  $R_y$  de la superficie posterior en la dirección  $y$  (p. ej., la inversa de la curvatura en la dirección  $y$ ) puede estar entre 0 y aproximadamente 20 mm. Por ejemplo, el radio  $R_y$  de la superficie posterior puede estar entre 0 y aproximadamente 15 mm, entre aproximadamente 2 mm y aproximadamente 13 mm, o entre aproximadamente 3 mm y aproximadamente 14 mm o entre aproximadamente 4 mm y aproximadamente 10 mm.
- En diversas realizaciones,  $k_y$  de la superficie posterior puede estar entre aproximadamente -20 y aproximadamente 20, entre aproximadamente -18 y aproximadamente 15 o entre aproximadamente -15 y aproximadamente 5. En algunas de tales realizaciones,  $k_y$  de la superficie posterior no tiene necesariamente una magnitud de al menos uno. Por ejemplo,  $k_y$  puede estar entre aproximadamente -1 y aproximadamente 1. En diversas realizaciones,  $|k_y|$  es mayor que cero.
- El radio  $R_x$  de la superficie posterior en la dirección  $x$  (p. ej., la inversa de la curvatura en la dirección  $x$ ) puede estar entre 0 y aproximadamente 20 mm. Por ejemplo, el radio de la superficie posterior puede estar entre 0 y aproximadamente 15 mm, entre 0 y aproximadamente 12 mm o entre 0 y aproximadamente 10 mm.
- En diversas realizaciones,  $k_x$  de la superficie posterior puede estar entre aproximadamente -25 y 0, entre aproximadamente -20 y 0, entre aproximadamente -18 y 0, entre aproximadamente -17,5 y 0, o entre aproximadamente -15,5 y 0. En diversas realizaciones,  $|k_x|$  es mayor que cero.
- En ciertas realizaciones descritas en el presente documento, para lentes que tienen una potencia dióptrica nominal entre de aproximadamente -18 D a aproximadamente 6 D esférica con 0, 0,1, 0,2, 0,25 o 0,5 a aproximadamente 10 D cilíndrica, o cualquier intervalo entre cualquier combinación de estos valores (p. ej., con de 0,1 a aproximadamente 2 D cilíndrica, con de 0,5 a aproximadamente 2 D cilíndrica, con de 0,1 a aproximadamente 3 D cilíndrica, con de 0,5 a aproximadamente 3 D cilíndrica, con de 0,1 a aproximadamente 4 D cilíndrica, con de 0,5 a aproximadamente 4 D cilíndrica, con de 0,1 a aproximadamente 5 D cilíndrica, con de 0,5 a aproximadamente 5 D cilíndrica, con de 0,1 a aproximadamente 6 D cilíndrica, con de 0,5 a aproximadamente 6 D cilíndrica, con de 0,1 a aproximadamente 7 D cilíndrica, con de 0,5 a aproximadamente 7 D cilíndrica, con de 0,1 a aproximadamente 8 D cilíndrica, con de 0,5 a aproximadamente 8 D cilíndrica, con de 0,1 a aproximadamente 9 D cilíndrica, con de 0,5 a aproximadamente 9 D cilíndrica, con de 0,1 a aproximadamente 10 D cilíndrica, con de 0,5 a aproximadamente 10 D cilíndrica, o cualquier intervalo entre cualquier combinación de estos valores), la superficie posterior puede tener una forma que incluya un término biconico. En algunas de tales realizaciones, la superficie posterior puede tener un valor absoluto de la relación  $R_x/R_y$  entre 0 y 100, o cualquier intervalo entre cualquier combinación de estos valores (p. ej., entre 0 y 100, entre 0,1 y 100, entre 0,5 y 100, entre 0 y 75, entre 0,1 y 75, entre 0,5 y 75, entre 0 y 50, entre 0,1 y 50, entre 0,5 y 50, entre 0

y 25, entre 0,1 y 25, entre 0,5 y 25, entre 0 y 10, entre 0,1 y 10 o entre 0,5 y 10, o cualquier intervalo entre cualquier combinación de estos valores). El valor absoluto de la relación  $R_x/R_y$  es mayor que cero. Es más, la superficie posterior tiene un valor absoluto de la relación  $k_x/k_y$  entre 0 y 100, o cualquier intervalo entre cualquier combinación de estos valores (p. ej., entre 0 y 100, entre 0,1 y 100, entre 0,5 y 100, entre 0 y 75, entre 0,1 y 75, entre 0,5 y 75, entre 0 y 50, entre 0,1 y 50, entre 0,5 y 50, entre 0 y 25, entre 0,1 y 25, entre 0,5 y 25, entre 0 y 10, entre 0,1 y 10 o entre 0,5 y 10, o cualquier intervalo entre cualquier combinación de estos valores). El valor absoluto de la razón  $k_x/k_y$  es mayor que cero.

En algunas realizaciones, la forma de la superficie posterior puede estar relacionada con la forma de la superficie anterior. La superficie posterior tiene una forma que incluye un término biconico; y la superficie anterior puede tener una forma que incluya un término cónico (con o sin una función de orden superior). La relación de las superficies anterior y posterior puede ser no lineal. En diversas realizaciones, puede existir un patrón entre  $R_x$ ,  $R_y$ ,  $k_x$ ,  $k_y$ , de la superficie posterior y la constante cónica  $k$  de la superficie anterior. Por ejemplo, el valor absoluto de la relación  $R_x/R_y$  puede ser como se describe en el presente documento, el valor absoluto de  $k_x/k_y$  puede ser como se describe en el presente documento, y la constante cónica  $k$  de la superficie anterior puede ser inferior a  $-2 \times 10^4$ , y en algunos casos  $< -2 \times 10^4$ . Por ejemplo, la constante cónica  $k$  de la superficie anterior puede estar entre  $-9 \times 10^5$  y  $-1 \times 10^6$ , entre  $-8 \times 10^5$  y  $-1 \times 10^6$ , entre  $-7 \times 10^5$  y  $-1 \times 10^6$ , entre  $-6 \times 10^5$  y  $-1 \times 10^6$  o entre  $-5 \times 10^5$  y  $-1 \times 10^6$ .

En diversas realizaciones descritas en el presente documento, las lentes se pueden utilizar en una configuración de potencia esférica relativamente baja a cero, con la adición de una corrección cilíndrica relativamente significativa, p. ej., mayor que o igual a +1,0 D cilíndrica a la base esférica, con el fin de proporcionar a un paciente determinado una mejor calidad de imagen de la retina en los casos en los que las aberraciones del ojo inducidas por la edad o el astigmatismo inducido por la cirugía de cataratas pueden tener un impacto negativo en la calidad de vida del paciente. Por ejemplo, la configuración de potencia esférica de baja a cero puede incluir entre 0, 0,1, 0,2, 0,25 o de 0,5 a 3 D esférica, de 1 a 3 D esférica, de 2 a 5 D esférica o de 3 a 6 D esférica, con la adición de +1,0 D a +10 D cilíndrica o cualquier intervalo entre estos valores (p. ej., de +1,0 D cilíndrica a +2,0 D cilíndrica, de +2,0 D cilíndrica a +3,0 D cilíndrica, de +3,0 D cilíndrica a +4,0 D cilíndrica, de +4,0 D cilíndrica a +5,0 D cilíndrica, de +5,0 D cilíndrica a +6 D cilíndrica, de +6,0 D cilíndrica a +7,0 D cilíndrica, de +7,0 D cilíndrica a +8,0 D cilíndrica, de +8,0 D cilíndrica a +9,0 D cilíndrica o de +9,0 D cilíndrica a +10,0 D cilíndrica, o cualquier intervalo entre cualquier combinación de estos valores) a la base esférica. En algunas realizaciones, la relación esfera/cilindro puede estar entre 0, 0,1, 0,2, 0,25 o 0,5 a 6, o cualquier intervalo entre cualquier combinación de estos valores (p. ej., entre 0 y 1, entre 0,25 y 1, entre 0 y 2, entre 0,25 y 2, entre 0 y 3, entre 0,25 y 3, entre 0 y 4, entre 0,25 y 4, entre 0 y 5, entre 0,25 y 5, entre 0 y 6, entre 0,25 y 6, entre 1 y 6 o entre 2 y 6, o cualquier intervalo entre cualquier combinación de estos valores).

Aunque los parámetros de diseño de ejemplo de  $R$ ,  $k$ ,  $a_2$ ,  $a_4$ ,  $a_6$  y  $a_8$  para lentes que tienen la potencia dióptrica nominal dada anteriormente se dieron para la superficie anterior, y los parámetros de diseño de ejemplo de  $R_y$ ,  $k_y$ ,  $R_x$ ,  $k_x$ , la relación  $R_x/R_y$  y la relación  $k_x/k_y$  se dieron para la superficie posterior, los intervalos de valores para  $R$ ,  $k$ ,  $a_2$ ,  $a_4$ ,  $a_6$ , y  $a_8$  se puede utilizar para la superficie posterior, y los intervalos de valores para  $R_y$ ,  $k_y$ ,  $R_x$ , y  $k_x$ , la relación  $R_x/R_y$  y la relación  $k_x/k_y$  se pueden utilizar para la superficie anterior. Adicionalmente, aunque la superficie anterior incluía los términos de perturbación esférica de orden superior (p. ej.,  $a_2$ ,  $a_4$ ,  $a_6$  y  $a_8$ ), los términos de perturbación esférica de orden superior (p. ej.,  $a_2$ ,  $a_4$ ,  $a_6$  y  $a_8$ ) se puede utilizar para la superficie posterior en lugar de la superficie anterior o para las superficies anterior y posterior. Cualquiera o más de los valores en estos intervalos se pueden usar en cualquiera de estos diseños.

Además, como se describe en el presente documento, la forma particular de las diversas realizaciones puede diseñarse para aumentar la profundidad de campo y aumentar la agudeza visual. Como se muestra en la Figura 6A, la profundidad de campo se puede describir como la distancia delante de y más allá del sujeto en el espacio del objeto que parece estar enfocado. La profundidad de enfoque se puede describir como una medida de cuánta distancia existe detrás de la lente en el espacio de la imagen en donde la imagen permanecerá enfocada. Para aumentar la profundidad de campo, la forma de superficie de la superficie anterior 201a y/o la forma de superficie de la superficie posterior 201b de la óptica 201 pueden ser tales que, para un amplio intervalo de vergencias de objetos, los rayos de luz se enfocan sobre la retina o suficientemente cerca de ella. Para aumentar la agudeza visual y reducir las imágenes fantasma, la forma de la superficie del anterior 201a y/o la forma de superficie de la superficie posterior 201b de la óptica 201 también pueden ser tales que las imágenes para un objeto en el eje estén sustancialmente en el eje y de magnitud similar entre sí.

En ciertas de tales realizaciones, la cáustica de la imagen se puede esculpir para el intervalo de vergencia de aproximadamente 0 a aproximadamente 2,5 dioptrías o más, aunque este intervalo puede ser mayor o menor. Como se muestra en la Figura 6B, en algunas realizaciones, la cáustica de la imagen se puede describir como la envolvente producida por una cuadrícula de rayos de luz, y el círculo de confusión se puede describir como un punto óptico causado por un cono de rayos de luz de una lente que no se enfoca perfectamente cuando se forma una imagen de una fuente puntual. Por lo tanto, la cáustica de la imagen se puede esculpir de manera que el círculo de confusión sea sustancialmente estable y tenga tamaños similares para un intervalo de posiciones longitudinales a lo largo del eje óptico y sea relativamente pequeño. El diseño puede sacrificar el tamaño del círculo de confusión en algunas posiciones longitudinales a lo largo del eje óptico para permitir que el círculo de confusión sea más grande para otras posiciones longitudinales con el resultado neto de proporcionar círculos de confusión de tamaño similar en un intervalo

de posiciones longitudinales a lo largo del eje óptico.

En ciertas realizaciones, la forma de superficie de la superficie anterior 201a y/o la forma de superficie de la superficie posterior 201b se pueden determinar de manera que la cáustica de la imagen se esculpa alrededor del plano hiperfocal del ojo. En algunas realizaciones, la distancia hiperfocal se puede describir como la distancia de enfoque que sitúa el círculo de confusión máximo permitido en el infinito, o la distancia de enfoque que produce la mayor profundidad de campo. Por consiguiente, en ciertas realizaciones, para aumentar la profundidad de campo, la forma de superficie de la superficie anterior 201a y/o la forma de superficie de la superficie posterior 201b de la óptica 200 pueden ser tales que los rayos de luz se reenfoquen a la distancia hiperfocal.

En diversas realizaciones, la forma de superficie de la superficie anterior 201a y/o la forma de superficie de la superficie posterior 201b de la óptica 201 pueden evaluarse y diseñarse utilizando las curvas de desenfoque de la lente. Una curva de desenfoque puede representar la respuesta de un parámetro de calidad de imagen retiniana, tal como el contraste, en función de las diferentes vergencias. Un objeto en el infinito tiene una vergencia de 0 dioptrías. La Figura 6C ilustra las curvas de desenfoque de una lente esférica convencional y un ojo hiperfocal idealizado. Como se muestra en la figura, aunque el contraste puede disminuir (por conservación de las zonas bajo las curvas), el ojo hiperfocal idealizado tiene un contraste estable o sustancialmente estable (p. ej., similar o sustancialmente constante) para un intervalo de vergencias.

En ciertas realizaciones, la forma de superficie de la superficie anterior 201a y/o la forma de superficie de la superficie posterior 201b de la óptica 201 pueden evaluarse y/o diseñarse usando el modelo de ojo de Liou-Brennan tal como en condiciones de mejor agudeza visual de distancia corregida (BCDVA). La Figura 6D ilustra un esquema de una lente fáquica de ejemplo de acuerdo con ciertas realizaciones descritas en el presente documento modeladas con el modelo de ojo de Liou-Brennan. Como se muestra en la Figura 6D, la lente 200 se puede colocar entre el iris 515 y delante del cristalino "natural" 520 en el modelo. Como también se muestra en la Figura 6D, el modelo puede simular rayos de luz que entran en el ojo 500 a través de la córnea 510, el cristalino 200, y el cristalino "natural" 520 y hacia la retina 530. El modelo se puede usar para las longitudes de onda policromáticas entre el intervalo de aproximadamente 400 nanómetros a aproximadamente 700 nanómetros. El modelo también se puede usar con un perfil de lente de índice de doble gradiente (p. ej., para modelar el astigmatismo). Las lentes pseudofáquicas de acuerdo con ciertas realizaciones descritas en el presente documento también se pueden modelar con el modelo de ojo de Liou-Brennan con la lente colocada en lugar del cristalino "natural" 520.

También se pueden utilizar otros modelos conocidos en la técnica o aún por desarrollar. Por ejemplo, la forma de superficie de la superficie anterior 201a y/o la forma de superficie de la superficie posterior 201b de la óptica 201 también se puede evaluar y/o diseñar utilizando un modelo de ojo de Badal, un modelo de ojo de Arizona (modelo de la Universidad de Arizona), un modelo de ojo de Indiana (modelo de la Universidad de Indiana), un modelo de ojo ISO, o cualquier modelo de ojo normalizado o equivalente. Es más, las simulaciones se pueden realizar utilizando trazado de rayos y/o software de diseño conocido en la técnica o aún por desarrollar. Como un software de ejemplo, el software de diseño Zemax de Zemax, LLC en Redmond, Washington, se puede utilizar para algunas realizaciones. Las limitaciones físicas del entorno, por ejemplo, la colocación de la LIO anterior al cristalino natural es útil para realizar simulaciones para un diseño de lente fáquica. Tales simulaciones pueden evaluar simultáneamente el rendimiento (p. ej., error de frente de onda RMS en toda la pupila) para múltiples vergencias e incluir contribuciones de las diferentes vergencias en una función de mérito optimizada. Por lo tanto, se evalúan múltiples frentes de onda al unísono para llegar a un diseño equilibrado que proporciona círculos de confusión de tamaño sustancialmente similar a través de una variedad de ubicaciones a lo largo del eje óptico. También se puede emplear el tamaño variable de la pupila para diferentes vergencias.

En ciertas realizaciones, la forma de superficie de la superficie anterior 201a y/o la forma de superficie de la superficie posterior 201b de la óptica 201 se pueden evaluar y diseñar ventajosamente de manera que para las longitudes de onda visibles, la luz de un objeto en el eje se enfoca sustancialmente en el eje, con una magnitud sustancialmente similar, y sustancialmente en la retina dentro del intervalo de al menos aproximadamente 0 dioptrías a aproximadamente 2,5 dioptrías. Controlando los diferentes órdenes de aberraciones esféricas (p. ej., que se pueden correlacionar con los términos esféricos de orden superior en la ecuación (2)) para lograr secciones transversales de la cáustica de un tamaño sustancialmente similar para diferentes posiciones longitudinales a lo largo del eje óptico cerca de la retina, e incluyendo el equilibrio tórico y la corrección (p. ej., el término bicónico en la ecuación (3)) cuando sea necesario para tratar pacientes con astigmatismo, el perfil de potencia radial de la lente 200 se puede describir como:

$$\Phi(r) = a + br^2 + cr^4 + dr^6 + er^8, \quad (6)$$

donde  $a$ ,  $b$ ,  $c$ ,  $d$  y  $e$  son números reales. Adicionalmente, en diversas realizaciones, la forma de superficie de la superficie anterior 201a y/o la forma de superficie de la superficie posterior 201b de la óptica 201 pueden evaluarse y diseñarse para tener en cuenta el efecto Stiles-Crawford. Además, las formas de la superficie también se pueden diseñar para considerar los tamaños de las pupilas que varían con la iluminación y/o la vergencia del objeto.

En ciertas realizaciones descritas en el presente documento, los parámetros de diseño (p. ej.,  $R_y$ ,  $k_y$ ,  $R_x$ ,  $k_x$ , relación

$R_x/R_y$  y relación  $k_x/k_y$  para la superficie posterior y/o  $R$ ,  $k$ ,  $a_2$ ,  $a_4$ ,  $a_6$  y  $a_8$  para la superficie anterior) se pueden determinar para la apertura máxima para la corrección tórica deseada. Por ejemplo, la corrección tórica con una cáustica relativamente estable para una apertura máxima de 4,0 mm puede ser diferente de la corrección tórica con una cáustica relativamente estable para una apertura máxima de 3,0 mm o 5,0 mm.

Para describir el rendimiento de la lente 200, la función de transferencia de modulación (MTF) puede usarse en algunas realizaciones. Por ejemplo, la MTF puede describir la capacidad de la lente 200 para transferir contraste a una resolución particular del objeto a la imagen. En diversas realizaciones de la lente 200, la superficie anterior 201a y la superficie posterior 201b pueden conformarse para proporcionar valores de MTF para longitudes de onda entre el intervalo de aproximadamente 400 nanómetros a aproximadamente 700 nanómetros (ponderados por distribuciones fotópicas, escotópicas y/o mesópicas) que están entre aproximadamente 0,1 y aproximadamente 0,4 a frecuencias espaciales de aproximadamente 100 pares de líneas por milímetro (p. ej., visión 20/20) para al menos aproximadamente el 90 %, al menos aproximadamente el 95 %, al menos aproximadamente el 97 %, al menos aproximadamente el 98 % o al menos aproximadamente el 99 % de las vergencias del objeto dentro del intervalo de al menos aproximadamente 0 dioptrías a aproximadamente 2,0, 2,1, 2,2, 2,3, 2,4 o 2,5 dioptrías (o a aproximadamente 2,6, 2,7, 2,8, 2,9, 3,0) cuando la óptica 201 se inserta en un ojo. Por ejemplo, el ojo podría ser un ojo humano con un diámetro de apertura de al menos aproximadamente 2 milímetros, al menos aproximadamente 3 milímetros, al menos aproximadamente 4 milímetros, por ejemplo, de 2 a 6 milímetros, de 3 a 6 milímetros o de 4 a 6 milímetros. Los valores de MTF pueden ser, por lo tanto, 0,1, 0,2, 0,3 o 0,4 o cualquier intervalo entre ellos. Adicionalmente, en diversas implementaciones, las superficies anterior y posterior se conforman para proporcionar funciones de transferencia de modulación sin inversión de fase en al menos el 90 %, el 95 % o el 97 %, hasta el 98 %, el 99 % o el 100 % de las vergencias del objeto dentro del intervalo de 0 D a 2,5 D (o como alternativa a 2,0, 2,1, 2,2, 2,3, 2,4, 2,6, 2,7, 2,8, 2,9 o 3,0 dioptrías) cuando se inserta dicha óptica en un modelo de ojo que tiene un tamaño de apertura de 2 a 6 milímetros, de 3 a 6 milímetros o de 4 a 6 milímetros. En algunas realizaciones, cuando el ojo humano incluye un cristalino, tales valores de MTF pueden proporcionarse cuando la óptica 201 se inserta anterior al cristalino. En otras realizaciones, cuando el ojo humano carece de cristalino, tales valores de MTF pueden proporcionarse cuando la óptica 201 se inserta en lugar del cristalino. Los valores de MTF pueden comprender valores de MTF promedio y pueden calcularse integrando sobre el intervalo de longitud de onda que está ponderado por cualquiera de las distribuciones fotópicas, escotópicas, mesópicas o combinaciones de las mismas.

Como otros ejemplos, el ojo podría ser un modelo de ojo (p. ej., de Liou Brennan, de Badal, de Arizona, de Indiana, un modelo de ojo ISO, o cualquier modelo de ojo normalizado o equivalente) que modela el ojo humano a diferencia del propio ojo humano. Por ejemplo, el modelo de ojo en algunas realizaciones también puede incluir un modelo de ojo de Liou-Brennan. En algunas realizaciones, tales valores de MTF se pueden proporcionar cuando la óptica 201 se inserta en el modelo de ojo en una configuración fáquica. En otras realizaciones, tales valores de MTF se pueden proporcionar cuando la óptica 201 se inserta en una configuración pseudofáquica.

También se pueden usar otras métricas para describir el rendimiento de la lente 200. Por ejemplo, puede usarse una métrica MTF normalizada, tal como la métrica de calidad de imagen estática (SIQ). La métrica de calidad de imagen estática se puede describir como:

$$SIQ = \frac{\text{Área Bajo Curva MTF (Ojo De Interés)}}{\text{Área Bajo Curva MTF (Ojo Conv.)}} \quad (7)$$

$0 \leq \zeta \leq 100 \text{ mm}^{-1}$

El área bajo la curva MTF puede ser el área positiva bajo una curva MTF dada, de cero a una frecuencia espacial  $\zeta$  de 100 ciclos/mm o la frecuencia de corte, lo que aparezca primero en la representación dada. El "ojo normal" puede incluir un modelo de ojo (p. ej., el modelo de ojo de Liou-Brennan con una pupila dilatada de 6,0 mm de diámetro) para la normalización. La MTF para el ojo de interés puede ser la MTF medida del ojo de un paciente dado, a una longitud de onda dada (p. ej., con una pupila dilatada de 6,0 mm). Se puede medir y comparar en el mismo campo angular que el valor inicial de referencia. En el caso de sistemas oculares no rotacionalmente simétricos, se pueden promediar los resultados para SIQ sagital y SIQ tangencial. La SIQ sagital se puede calcular a partir de la MTF en el plano XZ, mientras que la SIQ tangencial se puede calcular a partir de la MTF en el plano YZ.

En diversas realizaciones

|                 |                               |
|-----------------|-------------------------------|
| $SIQ \geq 1$    | "Piloto de combate"           |
| $SIQ \approx 1$ | "Ojo emétrope"                |
| $SIQ < 1$       | Errores refractivos presentes |
| $SIQ < < 1$     | Paciente con baja visión      |

En ciertas realizaciones descritas en el presente documento, las superficies anterior y posterior se pueden conformar para proporcionar una métrica SIQ de al menos 0,6, 0,7, 0,8, 0,9 o 1 para al menos el 90 %, el 95 % o el 97 %, hasta el 98 % o el 100 % de las vergencias del objeto dentro del intervalo de 0 a +1,5 D, de 0 a +2,0 D o de 0 a +2,5 D

cuando la óptica se inserta en el ojo humano de la persona cuya corrección se proporciona con un tamaño de apertura de 4 a 6 milímetros (p. ej., 4 mm, 5 mm o 6 mm).

Como otro ejemplo, un grado psicofísico (p. ej., prácticas psicofísicas convencionales en la ciencia de la imagen) se pueden utilizar para describir el rendimiento de la lente. En ciertas realizaciones descritas en el presente documento, las superficies anterior y posterior se pueden conformar para proporcionar un grado psicofísico por encima del promedio (p. ej., "bueno" o mejor) en al menos el 90 %, el 95 % o el 97 %, hasta el 98 % o el 100 % de las vergencias del objeto dentro del intervalo de 0 a +1,5 D, de 0 a +2,0 D o de 0 a +2,5 D cuando la óptica se inserta en el ojo humano de la persona cuya corrección se proporciona con un tamaño de apertura de 4 a 6 milímetros (o en un modelo de ojo que tiene un tamaño de apertura de 4 a 6 milímetros que tienen una visión similar a la de la persona cuya corrección se está proporcionando). Cualquier grado inferior a un grado psicofísico por encima del promedio puede determinar el borde miope para el rendimiento de la lente. El borde miope puede ser el límite de la visión de cerca proporcionada por la mayor profundidad de campo (p. ej., +1,5 D, +2,0 D o +2,5 D) de la lente.

Varias implementaciones descritas en el presente documento comprenden una sola lente refractiva que se puede implantar en el ojo, por ejemplo, posterior a la córnea. En ciertas implementaciones, la lente refractiva está configurada para implantarse entre el iris y el cristalino natural. En otras implementaciones, la lente refractiva está configurada para implantarse en el saco capsular después de extraer el cristalino natural. En diversas implementaciones, la lente refractiva no es una lente difractiva y está desprovista de una rejilla de difracción en las superficies de la misma. En diversas implementaciones, la lente refractiva no tiene focos discretos separados. Las superficies anterior y posterior, por ejemplo, tienen una forma que no produce focos discretos en los que la luz se enfoca a lo largo del eje óptico de la lente que están separados entre sí por regiones en las que la luz está sustancialmente menos enfocada que en las lentes multifocales convencionales. Tal diseño multifocal con focos discretos tiene múltiples picos de energía enfocada o de densidad de energía en diferentes ubicaciones en el eje óptico.

Diversas implementaciones descritas en el presente documento pueden proporcionar tratamiento para el inicio temprano y la progresión de la presbicia sin necesidad de cirugía láser o gafas de lectura. Las implementaciones pueden proporcionar de aproximadamente 2,0 D de visión de cerca e intermedia. Se puede proporcionar profundidad de campo para un intervalo superior a 2 D para una apertura de 5,0 mm.

Pueden emplearse diversas realizaciones para proporcionar soluciones de monovisión modificadas. Por ejemplo, se puede proporcionar una primera lente que tenga una mayor profundidad de enfoque para vergencias de objetos de más de 0 a 2,0 D o de 0 a 2,5 D y se puede proporcionar una segunda lente que tenga una mayor profundidad de enfoque para vergencias de objetos de más de -2,0 a 0 D o por encima de -2,5 a 0 D. Estas lentes respectivas pueden implantarse en el paciente de forma dominante y no dominante, respectivamente. A continuación, se puede proporcionar a un paciente mayores profundidades de campo que son diferentes para cada uno del ojo izquierdo y el derecho. Sin embargo, la profundidad de campo agregada es mayor que la proporcionada por una de las primeras o segundas lentes. Los detalles de diseño de tales lentes pueden ser similares a los discutidos anteriormente.

Como se describe en el presente documento, diversas realizaciones incluyen una lente con mayor profundidad de campo. Por ejemplo, con referencia a la lente 200 descrita en el presente documento (p. ej., como se muestra en las Figuras 2-4), la lente 200 incluye una óptica 201 que tiene una superficie anterior 201a y/o una superficie posterior 201b que tiene una forma diseñada para aumentar la profundidad de campo. En ciertas realizaciones, la superficie anterior y/o la superficie posterior de la óptica también pueden incluir una parte diseñada para mejorar la visión a distancia (p. ej., potenciar la agudeza visual a distancia) y aun así proporcionar una mayor profundidad de campo.

Las Figuras 7A-7B son esquemas de un ejemplo de una superficie anterior y/o una superficie posterior de dicha óptica. La superficie anterior y la superficie posterior tienen cada una un vértice de superficie. La óptica tiene un eje óptico a través de los vértices de superficie. La superficie anterior y/o la superficie posterior del ejemplo óptico 700 pueden incluir una superficie que tiene una primera parte 701 y una segunda parte 702. La primera parte 701 puede configurarse para proporcionar mayor profundidad de campo y la segunda parte 702 puede configurarse para proporcionar enfoque y corrección de distancia monofocal. Con referencia a las curvas de desenfoque que se muestran en la Figura 6C, la primera parte 701 puede tener una curva de desenfoque de forma similar a la de la curva de desenfoque hiperfocal "ideal", y la segunda parte 702 puede tener una curva de desenfoque de forma similar a la de la lente esférica convencional (monofocal). Por consiguiente, la primera parte 701 se puede configurar para proporcionar una mayor profundidad de campo, y la segunda parte 702 se puede configurar para proporcionar una visión a distancia o agudeza visual a distancia mejoradas. Por ejemplo, la primera parte 701 configurada para proporcionar una mayor profundidad de campo puede proporcionar una agudeza visual casi igual, o al menos mayor que para la segunda parte 702, a lo largo de un intervalo de enfoque (p. ej., de lejos o a distancia, intermedio, de cerca), mientras que la segunda parte 702 puede proporcionar una métrica de calidad de visión mejorada para la distancia en comparación con la primera parte 701. La métrica de calidad de visión mejorada puede ser un factor de mérito para objetos a distancia (p. ej., a o cerca de 0,0 D). Los objetos entre el infinito y 2 metros (p. ej., del infinito a 2 metros, del infinito a 3 metros, del infinito a 4 metros, del infinito a 5 metros, del infinito a 6 metros, del infinito a 7 metros, del infinito a 8 metros, del infinito a 9 metros, del infinito a 10 metros, o cualquier intervalo entre cualquiera de estos intervalos) se consideran como una distancia. El factor de mérito puede ser una función de transferencia de modulación (MTF), una sensibilidad al contraste (CS), un contraste, una derivación de las mismas, o una combinación

de las mismas. También se pueden usar otras métricas para caracterizar la calidad de la imagen en el enfoque a distancia (que corresponde a la potencia base o potencia marcada de la lente) o para objetos lejanos. En algunos casos, la métrica de la calidad de visión mejorada puede ser un valor más alto para la segunda parte 702 que para la primera parte 701.

La Figura 7B ilustra cómo los rayos que pasan a través de la segunda parte 702 se enfocan en el foco de visión a distancia (marcado como 0). (Como se ha mencionado anteriormente, este foco de visión lejana corresponde a la potencia base, potencia marcada, o potencia de distancia de la lente.) Por el contrario, los rayos que pasan a través de la primera parte 701 forman una cáustica de diámetro casi constante a través de los focos lejano (0), intermedio (1) y cercano (2), a diferencia de un solo foco nítido en los planos a distancia (0), intermedio (1) o cercano (2), proporcionando así una mayor profundidad de campo.

Como se muestra en las Figuras 7A-7B, la primera parte 701 puede disponerse centralmente dentro de la óptica 700. En algunos casos, la primera parte está dispuesta centralmente alrededor del eje óptico. La primera parte 701 puede tener un diámetro de sección transversal máximo en el intervalo de aproximadamente 2,5-4,5 mm (p. ej., 2,5 mm, 2,75 mm, 3,0 mm, 3,25 mm, 3,5 mm, 3,75 mm, 4,0 mm, 4,25 mm, 4,5 mm, o cualquier intervalo entre cualquiera de estos tamaños). También pueden ser posibles tamaños más grandes o más pequeños. La primera parte 701 puede tener un perfil de superficie como se describe en el presente documento con respecto a la óptica 201 para proporcionar una mayor profundidad de campo. Por ejemplo, la primera parte 701 puede introducir una aberración esférica para proporcionar una mayor profundidad de campo. En algunos de estos ejemplos, como se describe en el presente documento, la primera parte 701 puede tener una forma que comprende una envolvente cónica o bicónica compensada por perturbaciones de la envolvente que comprende una función esférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico. La ecuación (2) describe una forma de ejemplo usando un término cónico y términos polinómicos pares. Son posibles otros ejemplos y combinaciones. Por ejemplo, la primera parte 701 puede tener una forma que comprenda una envolvente biesférica. La envolvente biesférica puede incluir dos secciones transversales esféricas en dos direcciones ortogonales. En algunos casos, la envolvente biesférica puede compensarse mediante perturbaciones que comprenden una función esférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico.

La segunda parte 702 puede rodear a la primera parte 701. La segunda parte 702 puede extenderse desde la primera parte 701 hasta el final de la óptica 700. Por consiguiente, en algunos ejemplos, la anchura de la segunda parte 702 puede ser la distancia entre la periferia exterior de la primera parte 701 y el borde de la óptica 700. Por ejemplo, la segunda parte 702 puede tener una anchura (p. ej., una distancia entre los radios interior y exterior) en el intervalo de aproximadamente 1,0-3,5 mm (p. ej., 1,0 mm, 1,25 mm, 1,5 mm, 1,75 mm, 2,0 mm, 2,25 mm, 2,5 mm, 2,75 mm, 3,0 mm, 3,25 mm, 3,5 mm, o cualquier intervalo entre cualquiera de estos tamaños). Los tamaños fuera de estos intervalos también son posibles.

La segunda parte 702 puede tener un perfil de superficie diferente al de la primera parte 701. La primera parte 701 puede tener un mayor control de la aberración esférica que proporciona una mayor profundidad de campo que la segunda parte 702. En algunos casos, la segunda parte 702 puede no tener sustancialmente ningún control de aberración esférica o al menos ningún control de aberración que proporcione una mayor profundidad de enfoque. Por ejemplo, la segunda parte 702 puede tener una forma que comprende una envolvente cónica, bicónica o biesférica no compensada por las perturbaciones que comprende una función esférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico. En algunos casos, la segunda parte puede tener una forma esférica.

La segunda parte 702 puede permitir un mayor control de los rayos marginales del sistema, de modo que un mayor porcentaje de los rayos que se propagan a través de esta parte se enfoquen en la retina, proporcionando potencialmente un mayor contraste o una mejor calidad de visión medida por otras métricas para objetos a una distancia tal como en el infinito en comparación con la primera parte (p. ej., para potencia de distancia o una potencia marcada de aproximadamente +6 a -18 D). Esto permite un enfoque más definido para la distancia (posiblemente un punto más pequeño en el plano de distancia para objetos a distancia), sin embargo, todavía proporciona la mayor profundidad de campo proporcionada por la primera parte 701. Por lo tanto, la segunda parte 702 puede aumentar la capacidad de respuesta de la calidad de visión a distancia, creando una mejora en el enfoque de objetos a distancia. Esta visión a distancia mejorada puede ser percibida por un paciente como un aumento en las métricas "positivas" favorecidas por el cerebro, p. ej., sensibilidad al contraste (CS).

Es más, como la primera parte 701 está configurada para proporcionar una mayor profundidad de campo, puede proporcionar una agudeza visual o visión casi igual, o al menos más que la segunda parte 702, a lo largo de un intervalo de enfoque (o para un intervalo de distancias de objetos). El tamaño de punto, el frente de onda de la lente y la calidad (p. ej., medida por un factor de mérito tal como MTF o CS) en los puntos a distancia, intermedio y cercano, son sustancialmente similares. Sin embargo, este atributo puede crear dificultades para evaluar la potencia de la lente usando metrología convencional. La evaluación clínica posoperatoria de un paciente que utiliza métodos de metrología gaussiana clásica también puede ser un desafío. Se podría marcar cualquier número de puntos focales y encontrar que es una potencia base válida (p. ej., distancia o potencia marcada). En ciertas realizaciones, la segunda parte 702 que dirige un anillo de rayos marginales a una ubicación de enfoque a distancia puede proporcionar una medición repetible que corresponde más estrechamente a la potencia a distancia. De igual modo, la segunda parte 702 puede proporcionar un beneficio en la determinación de la potencia base clásica de la lente implantada o no implantada, y

puede ayudar en la capacidad de medir con precisión la potencia de la lente usando métodos de metrología convencional de la industria. Por lo tanto, ciertas realizaciones descritas en el presente documento pueden permitir la medición normalizada de una lente con mayor profundidad de campo, incluyendo, pero sin limitación, potencia negativa, de energía positiva, tórica, o cualquier combinación de las mismas.

En diversas realizaciones descritas en el presente documento, la primera parte 701 puede permitir el uso de diferentes órdenes de aberración esférica y de una curva base cónica, bicónica o biesférica para equilibrar todo el frente de onda en cada uno de sus puntos cerca de la pupila de salida del ojo implantado, y la segunda parte 702 puede permitir una visión a distancia mejorada y/o un enfoque de distancia monofocal y el uso de metrología convencional.

En diversas realizaciones, la superficie anterior y/o la superficie posterior de la óptica 700 pueden incluir otras partes. Por ejemplo, la superficie anterior y/o la superficie posterior de la óptica 700 pueden incluir además una parte de transición (no mostrada) que proporcione una transición suave sin discontinuidad entre la primera parte 701 y la segunda parte 702. La parte de transición también puede permitir una optimización adicional del frente de onda. En algunas realizaciones, la parte de transición puede tener una anchura (p. ej., distancia entre los radios interior y exterior) en el intervalo de aproximadamente 0 a 1 mm (p. ej., 0 mm, 0,1 mm, 0,2 mm, 0,3 mm, 0,4 mm, 0,5 mm, 0,6 mm, 0,7 mm, 0,8 mm, 0,9 mm, 1,0 mm, o cualquier intervalo entre cualquiera de estos tamaños). También son posibles valores fuera de estos intervalos. En algunos casos, la transición entre las curvaturas de la primera parte 701 y la segunda parte 702 puede ser lo suficientemente suave como para que no se desee una región de transición.

Las Figuras 8A-8B son esquemas de otro ejemplo de una superficie anterior y/o una superficie posterior de una óptica que tiene una primera parte configurada para proporcionar una mayor profundidad de campo y una segunda parte configurada para proporcionar una agudeza visual mejorada a distancia. En este ejemplo, la superficie anterior y/o la superficie posterior de la óptica 700 pueden incluir una primera parte 701 y una segunda parte 702 como en las Figuras 7A-7B. Como se muestra en las Figuras 8A-8B, la superficie anterior y/o la superficie posterior de la óptica 700 también pueden incluir una tercera parte 703 que rodea a la segunda parte 702. En algunas de tales realizaciones, la primera parte 701 puede tener un diámetro de sección transversal máximo en el intervalo de aproximadamente 2,5-4,5 mm (p. ej., 2,5 mm, 2,75 mm, 3,0 mm, 3,25 mm, 3,5 mm, 3,75 mm, 4,0 mm, 4,25 mm, 4,5 mm, o cualquier intervalo entre cualquiera de estos tamaños). La segunda parte 702 se puede describir como un anillo que tiene una anchura entre los radios interior y exterior en el intervalo de aproximadamente 0,25-1,5 mm (p. ej., 0,25 mm, 0,5 mm, 0,75 mm, 1,0 mm, 1,25 mm, 1,5 mm, o cualquier intervalo entre cualquiera de estos tamaños). Además, la tercera parte 703 puede extenderse desde la segunda parte 702 hasta el final de la óptica 700. Por consiguiente, en algunos ejemplos, la anchura de la tercera parte 703 puede ser la distancia entre la periferia exterior de la segunda parte 702 y el borde de la óptica 700. Por ejemplo, la tercera parte 703 puede tener una anchura (p. ej., distancia entre los radios interior y exterior) en el intervalo de aproximadamente 0,5-3,5 mm (p. ej., 0,5 mm, 0,75 mm, 1,0 mm, 1,25 mm, 1,5 mm, 1,75 mm, 2,0 mm, 2,25 mm, 2,5 mm, 2,75 mm, 3,0 mm, 3,5 mm, o cualquier intervalo entre cualquiera de estos tamaños). También son posibles valores fuera de estos intervalos.

La Figura 8B ilustra cómo los rayos que pasan a través de la segunda parte 702 se enfocan en el foco de visión a distancia (marcado como 0). Por el contrario, los rayos que pasan a través de la primera parte 701 y la tercera parte 703 se enfocan continuamente a través de los focos lejano (0), intermedio (1) y cercano (2), proporcionando así una mayor profundidad de campo. Como se ha discutido anteriormente, los rayos que pasan a través de la primera parte 701 y la tercera parte 703 forman una cáustica que tiene una sección transversal o diámetro de haz casi constante en los planos lejano (0), intermedio (1) y cercano (2). Este diámetro de haz, sin embargo, puede ser potencialmente mayor que el tamaño del punto de enfoque en el plano de la imagen lejana (0) formado por los rayos que se propagan únicamente a través de la segunda parte 702.

La tercera parte 703 puede tener un perfil de superficie diferente al del segundo perfil 702. Por ejemplo, la tercera parte 703 puede tener un mayor control de la aberración esférica que proporciona una mayor profundidad de campo que la segunda parte 702. En algunos ejemplos, la tercera parte 703 puede tener una forma que comprende una envolvente cónica, bicónica o biesférica compensada por las perturbaciones de la envolvente que comprende una función asférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico.

En algunas realizaciones, la tercera parte 703 puede tener un perfil de superficie similar y/o sustancialmente el mismo control de aberración esférica que la primera parte 701. Por ejemplo, la tercera parte 703 puede tener sustancialmente la misma envolvente cónica, bicónica o biesférica compensada por perturbaciones con respecto a la envolvente que comprende una función asférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico como la primera parte.

Como se describe en el presente documento, la primera parte 701 y/o la tercera parte 703 pueden tener una forma que comprende una envolvente cónica, bicónica o biesférica compensada por las perturbaciones de la envolvente que comprende una función asférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico. En diversas realizaciones, la función asférica de orden superior puede incluir al menos un término de orden par,  $a_{2n}r^{2n}$  donde  $n$  es un número entero y  $a_{2n}$  es un coeficiente y  $r$  es la distancia radial desde el eje óptico. Por ejemplo, la función asférica de orden superior puede incluir un término de segundo orden,  $a_2r^2$ , donde  $a_2$  es un coeficiente y  $r$  es la distancia radial desde el eje óptico. La función asférica de orden superior puede incluir un término de cuarto orden,  $a_4r^4$ , donde  $a_4$  es un coeficiente y  $r$  es la distancia radial desde el eje óptico. La función asférica de orden superior puede incluir también un

término de sexto orden,  $a_6 r^6$  donde  $a_6$  es un coeficiente y  $r$  es la distancia radial desde el eje óptico. La función esférica de orden superior puede incluir además un término de octavo orden,  $a_8 r^8$  donde  $a_8$  es un coeficiente y  $r$  es la distancia radial desde el eje óptico. La función esférica de orden superior puede incluir cualquier combinación de estos términos de orden superior y posiblemente más términos.

5 En diversas realizaciones, la superficie anterior y/o la superficie posterior de la óptica 700 pueden incluir además una parte de transición (no mostrada) que proporciona una transición suave sin discontinuidad entre la segunda parte 702 y la tercera parte 703. La parte de transición también puede permitir una optimización adicional del frente de onda. En algunas realizaciones, la parte de transición puede tener una anchura (p. ej., distancia entre los radios interior y exterior) en el intervalo de aproximadamente 0 a 1 mm (p. ej., 0 mm, 0,1 mm, 0,2 mm, 0,3 mm, 0,4 mm, 0,5 mm, 0,6 mm, 0,7 mm, 0,8 mm, 0,9 mm, 1,0 mm, o cualquier intervalo entre cualquiera de estos tamaños). También son posibles dimensiones fuera de estos intervalos. En algunos casos, la transición entre las curvaturas de la segunda parte 702 y la tercera parte 703 puede ser lo suficientemente suave como para no desear una región de transición.

15 En algunas realizaciones, la cáustica de la segunda parte 702 se puede esculpir para que se mezcle suavemente (o para proporcionar una transición más suave) con la cáustica de la primera parte 701 y/o la cáustica de la tercera parte 703. Por ejemplo, como se muestra en la Figura 8B, la envolvente cáustica inferior de la segunda parte 702 puede no mezclarse suavemente con la envolvente cáustica inferior de la tercera parte 703 (p. ej., véase la discontinuidad cerca de la intersección de las cáusticas). Por consiguiente, en algunas realizaciones, para proporcionar una transición cáustica más suave, la constante cónica de la envolvente cónica, bicónica o biesférica de la segunda parte 702 puede ser tal que se mezcle más suavemente con la cáustica de la primera parte 701 y/o la cáustica de la tercera parte 703 (p. ej., para encajar más estrechamente con la envolvente de los rayos de la primera parte 701 y/o para encajar más estrechamente con la envolvente de los rayos de la tercera parte 703). Por ejemplo, en algunas realizaciones, la segunda parte 702 puede tener una constante cónica tal que la cáustica de la segunda parte 702 se mezcle suavemente con la cáustica de la primera parte 701, por ejemplo, más suavemente que si la segunda parte comprendiera una superficie esférica. Además, en algunas realizaciones, la segunda parte 702 puede tener una constante cónica tal que la cáustica de la segunda parte 702 se mezcle suavemente con la cáustica de la tercera parte 703, por ejemplo, más suavemente que si la segunda parte comprendiera una superficie esférica. Al tener una transición cáustica más suave, se puede esperar que una ligera desalineación en la colocación quirúrgica de los implantes produzca un efecto menos perceptible sobre la visión del paciente. Es más, con una transición cáustica más suave, las imágenes fantasma superpuestas pueden reducirse potencialmente.

Las diversas divulgaciones con respecto a la óptica 201 descrita en el presente documento también pueden aplicarse a las diversas realizaciones de las Figuras 7A-8B. Por ejemplo, ciertas realizaciones de las Figuras 7A-8B pueden usarse para implantes de lentes fáticas o pseudofáticas como se describe en el presente documento. En realizaciones utilizadas para implantes de lentes fáticas, la óptica 700 puede tener un espesor a lo largo del eje óptico de aproximadamente 100-700 micrómetros, de aproximadamente 100 a aproximadamente 600 micrómetros, de aproximadamente 100 a aproximadamente 500 micrómetros, de aproximadamente 100 a aproximadamente 400 micrómetros, de aproximadamente 100 a aproximadamente 300 micrómetros o de aproximadamente 100 a aproximadamente 200 micrómetros (p. ej., 100 micrómetros, 200 micrómetros, 300 micrómetros, 400 micrómetros, 500 micrómetros, 600 micrómetros, 700 micrómetros, cualquier valor entre tales intervalos, o cualquier intervalo formado por tales valores). En realizaciones para implantes de lentes pseudofáticas, el espesor a lo largo del eje óptico puede ser de aproximadamente 700 micrómetros a aproximadamente 4 mm, de aproximadamente 700 micrómetros a aproximadamente 3 mm, de aproximadamente 700 micrómetros a aproximadamente 2 mm, de aproximadamente 700 micrómetros a aproximadamente 1 mm, cualquier valor entre tales intervalos, o cualquier intervalo formado por cualquier valor en estos intervalos. Como otro ejemplo, se pueden usar diversas realizaciones de las Figuras 7A-8B en una lente que comprenda al menos un háptico dispuesto con respecto a la óptica 700 para fijar la óptica 700 en el ojo cuando se implanta en el mismo. Además, en algunos casos, la primera parte 701 puede estar en la superficie anterior de la óptica y la segunda parte 702 puede estar en la superficie posterior de la óptica. De igual modo, en algunos casos, la primera parte 701 puede estar en la superficie posterior de la óptica y la segunda parte 702 puede estar en la superficie anterior de la óptica.

Los términos "aproximadamente" y "sustancialmente", como se usan en el presente documento, representan una cantidad igual o cercana a la cantidad indicada (p. ej., una cantidad que todavía realiza una función deseada o logra un resultado deseado). Por ejemplo, salvo que se indique lo contrario, los términos "aproximadamente" y "sustancialmente" pueden referirse a una cantidad que está dentro de (p. ej., por encima o por debajo) el 10 % de, dentro de (p. ej., por encima o por debajo) el 5 % de, dentro de (p. ej., por encima o por debajo) el 1 % de, dentro de (p. ej., por encima o por debajo) el 0,1 % de, o dentro de (p. ej., por encima o por debajo) el 0,01 % de la cantidad indicada.

60 Se han descrito en el presente documento diversas realizaciones de la presente invención. Aunque esta invención se ha descrito con referencia a estas realizaciones específicas, las descripciones pretenden ser ilustrativas de la invención y no pretenden ser limitativas. A los expertos en la materia se les pueden ocurrir diversas modificaciones y aplicaciones sin alejarse del alcance de la invención tal como se define en las reivindicaciones.

## REIVINDICACIONES

1. Una lente configurada para su implantación en el ojo de un ser humano, comprendiendo dicha lente:

- 5 una óptica (201) que comprende material transparente, teniendo dicha óptica (201) una superficie anterior (201a) y una superficie posterior (201b), teniendo cada una de dicha superficie anterior (201a) y dicha superficie posterior (201b) un vértice de superficie, teniendo dicha óptica (201) un eje óptico a través de dichos vértices de superficie, al menos un háptico (205a, 205b, 205c, 205d) dispuesto con respecto a la óptica (201) para fijar la óptica (201) en el ojo cuando se implanta en el mismo, en donde dichas superficies anterior y posterior (201a, 201b) comprenden superficies esféricas y dicha superficie posterior (201b) tiene una forma esférica que comprende un término bicónico definido por

$$z = \frac{c_x x^2 + c_y y^2}{1 + \sqrt{1 - (1 + k_x)c_x^2 x^2 - (1 + k_y)c_y^2 y^2}}$$

- 15 que es compensado por perturbaciones, comprendiendo las perturbaciones una función esférica de orden superior de la distancia radial desde el eje óptico, en donde la superficie posterior (201b) tiene un radio de curvatura,  $R_y$ , y un radio de curvatura,  $R_x$ , en donde la superficie posterior (201b) tiene una constante cónica,  $k_y$ , y una constante cónica,  $k_x$ , en donde la superficie posterior (201b) tiene un valor absoluto de la relación  $R_x/R_y$  entre 0 y 100 y un valor absoluto de la relación  $k_x/k_y$  entre 0 y 100, y en donde  $c_x$  es la curvatura de la superficie posterior (201b) en la dirección x, en concreto, la inversa del radio de curvatura  $R_x$  y  $c_y$  es la curvatura de la superficie posterior (201b) en la dirección y, en concreto, la inversa del radio de curvatura  $R_y$ .

- 25 2. La lente de la reivindicación 1, en donde el valor absoluto de la relación  $R_x/R_y$  está entre 0 y 50, opcionalmente entre 0 y 10.

- 30 3. La lente de la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en donde el valor absoluto de la relación  $R_x/R_y$  está entre 0,1 y 10, opcionalmente entre 0,5 y 10.

4. La lente de una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde el valor absoluto de la relación  $k_x/k_y$  está entre 0 y 50, opcionalmente entre 0 y 10.

- 35 5. La lente de una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde el valor absoluto de la relación  $k_x/k_y$  está entre 0,1 y 10, opcionalmente entre 0,5 y 10.

6. La lente de una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde dicha óptica (201) comprende una pupila de salida, y en donde las superficies anterior y posterior (201a, 201b) están conformadas para proporcionar un perfil de potencia radial **caracterizado por**  $\Phi(r) = a + br^2 + cr^4 + dr^6 + er^8$  para el frente de onda en la pupila de salida de la óptica (201) para una vergencia del objeto de 0 a 2,5 dioptrías (D) donde r es la distancia radial desde el eje óptico y a, b, c, d y e son coeficientes.

- 45 7. La lente de una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde el espesor a lo largo de dicho eje óptico está entre aproximadamente 100 y 700 micrómetros.

8. La lente de una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde dicha superficie anterior (201a) es convexa y dicha superficie posterior (201b) es cóncava de manera que dicha óptica (201) tiene forma de menisco.

- 50 9. La lente de una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde la superficie anterior (201a) tiene un radio de curvatura entre 0 y 1 mm.

10. La lente de la reivindicación 9, en donde la superficie anterior (201a) tiene un radio de curvatura entre  $1 \times 10^{-6}$  y  $1 \times 10^{-3}$  mm.

11. La lente de la reivindicación 10, en donde la superficie anterior (201a) tiene un radio de curvatura entre  $5 \times 10^{-6}$  y  $5 \times 10^{-4}$  mm.

- 60 12. La lente de una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde la superficie anterior (201a) tiene una constante cónica entre  $-1 \times 10^6$  y -100.

13. La lente de la reivindicación 12, en donde la superficie anterior (201a) tiene una constante cónica entre  $-3 \times 10^5$  y

$-2 \times 10^5$ .

14. La lente de una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde  $R_y$  está entre 0 y 20 mm y/o  $R_x$  está entre 0 y 20 mm.

5

15. La lente de una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde la constante cónica  $k_y$  está entre -20 y 20 y/o la constante cónica  $k_x$  está entre -25 y 0.

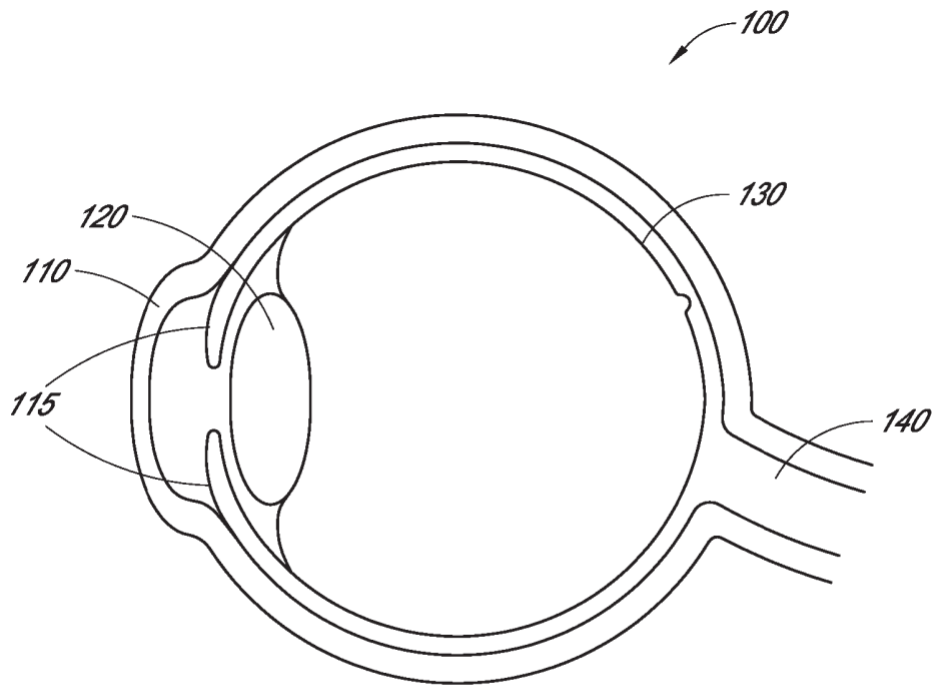


*FIG. 1*

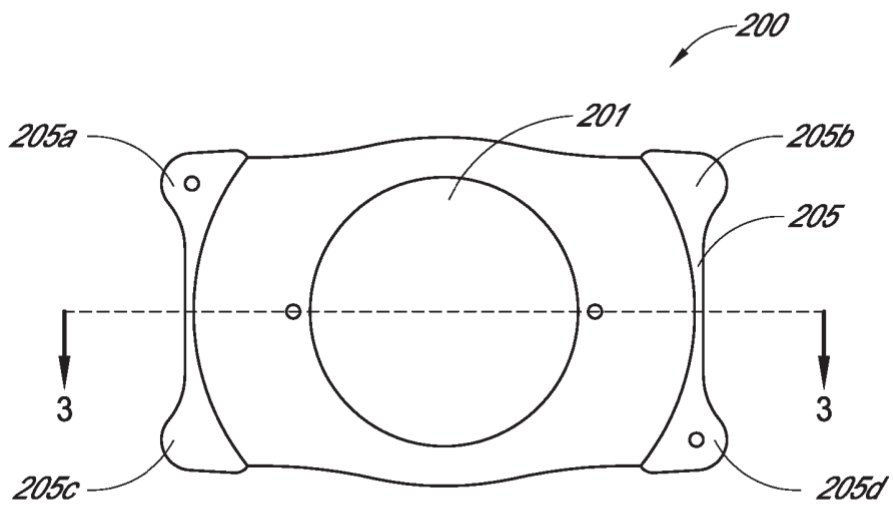


*FIG. 2*

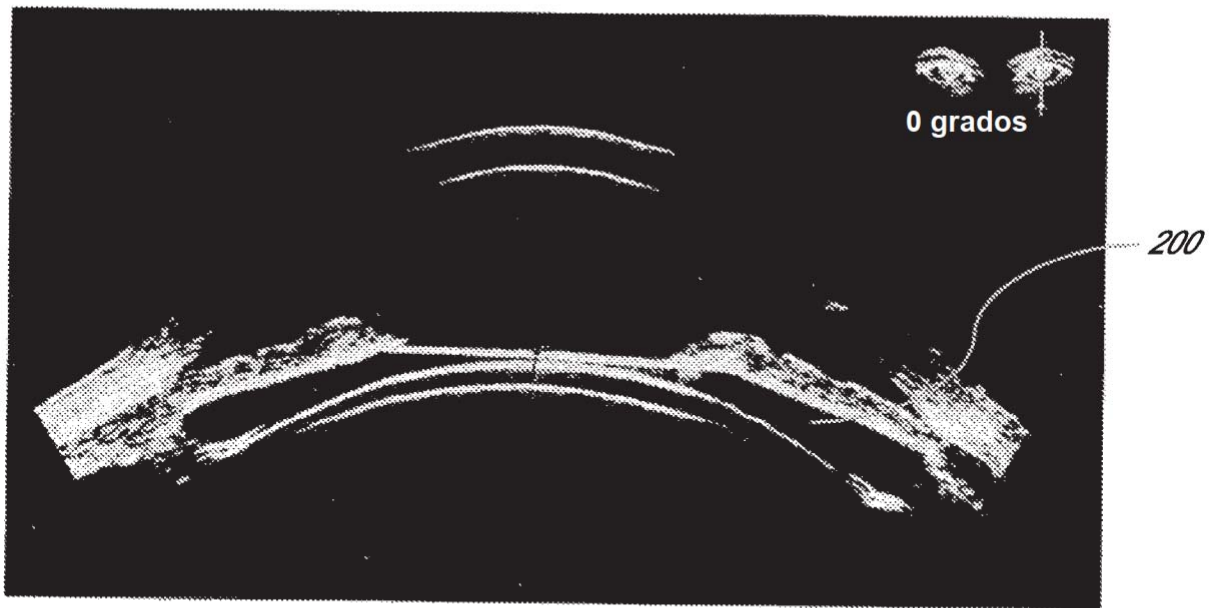


*FIG. 3A*

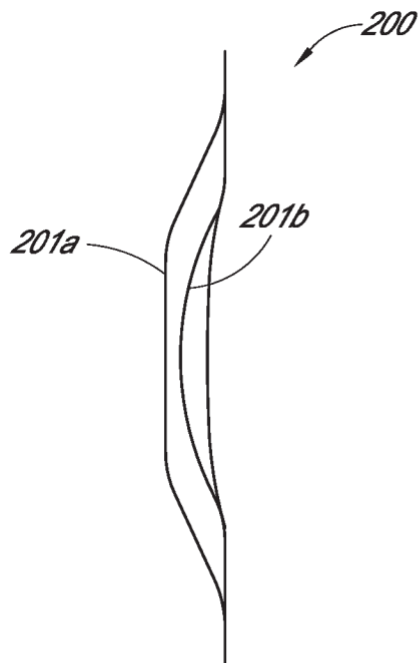


*FIG. 3B*

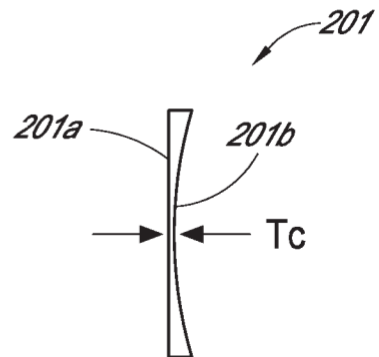


*FIG. 4*

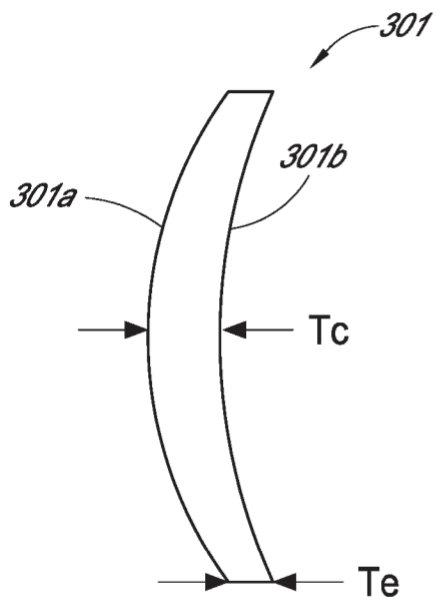


*FIG. 5A*

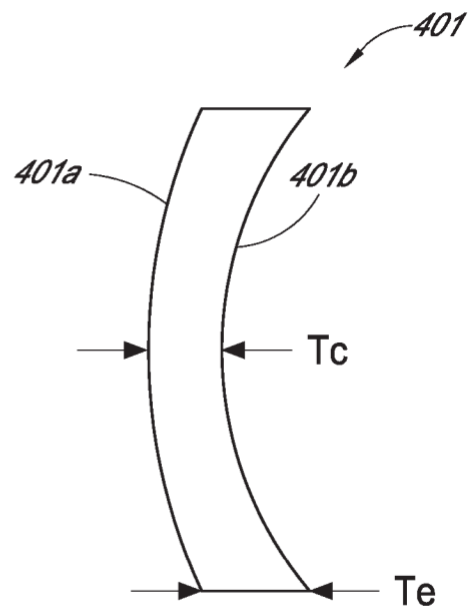


*FIG. 5B*

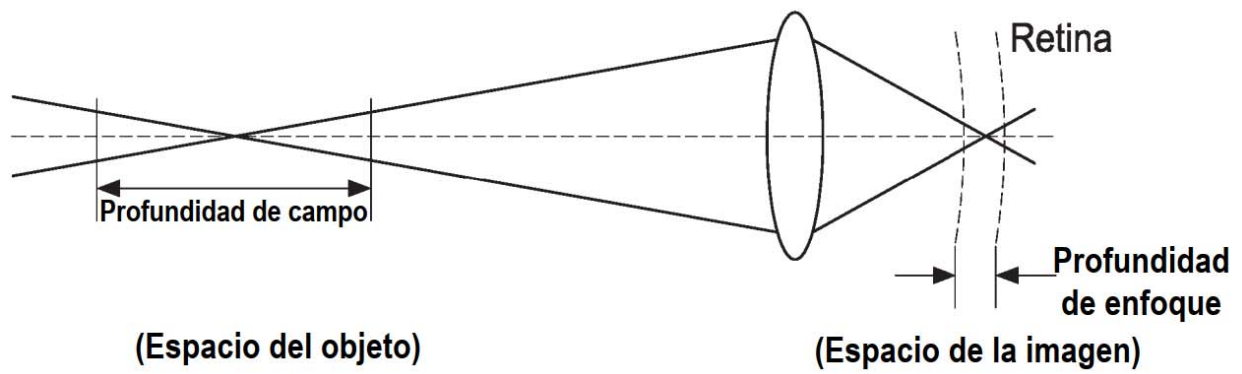


*FIG. 6A*

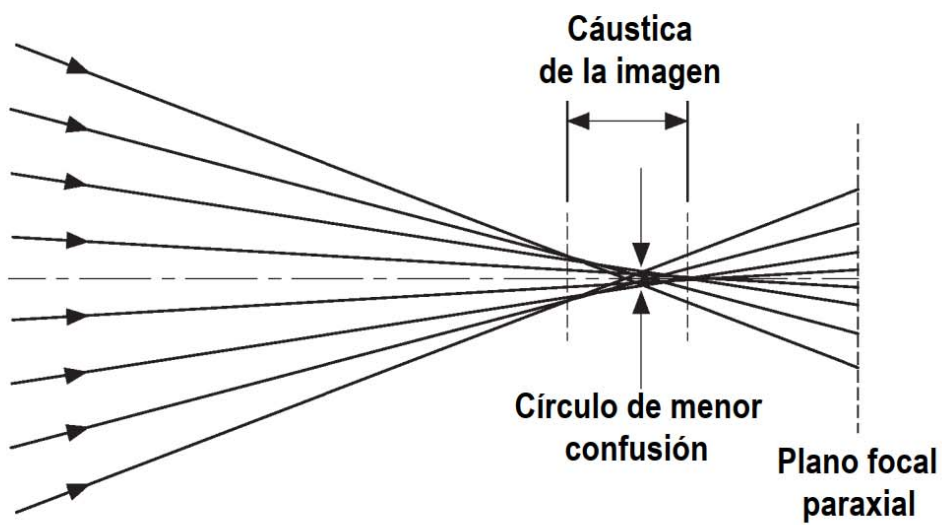


*FIG. 6B*

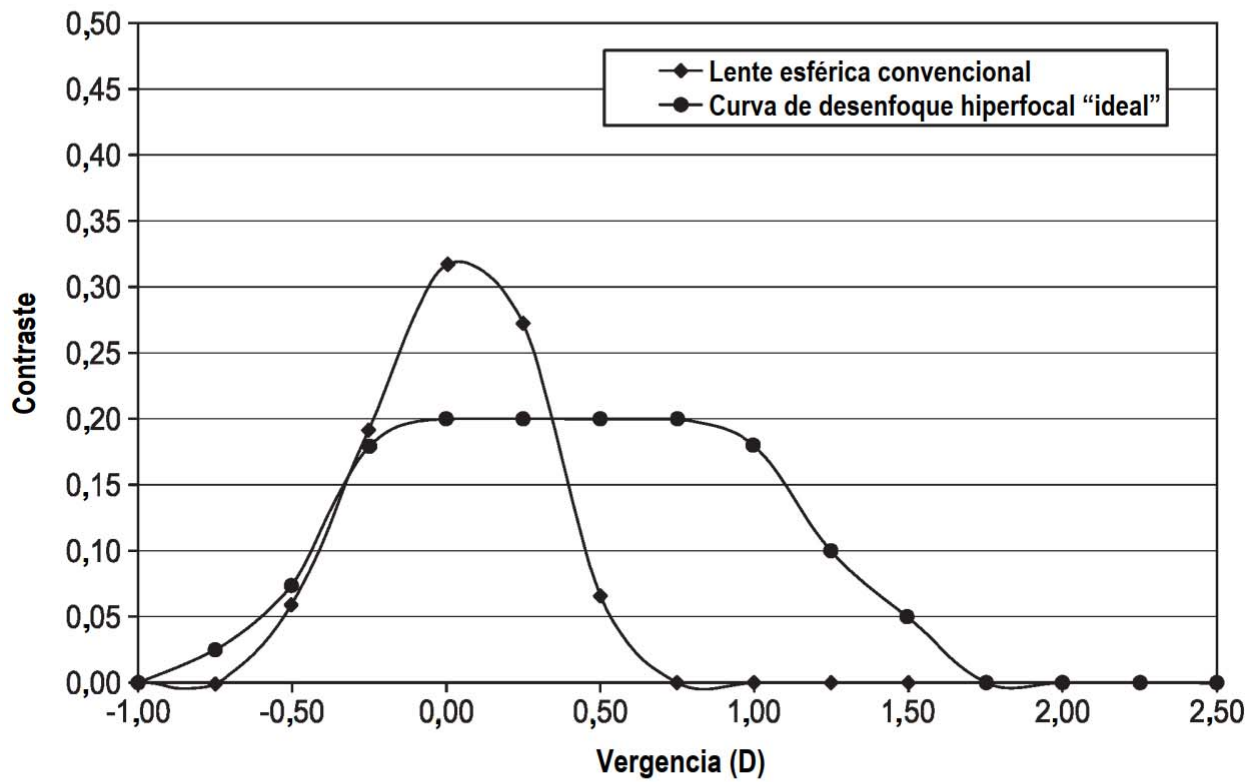


*FIG. 6C*

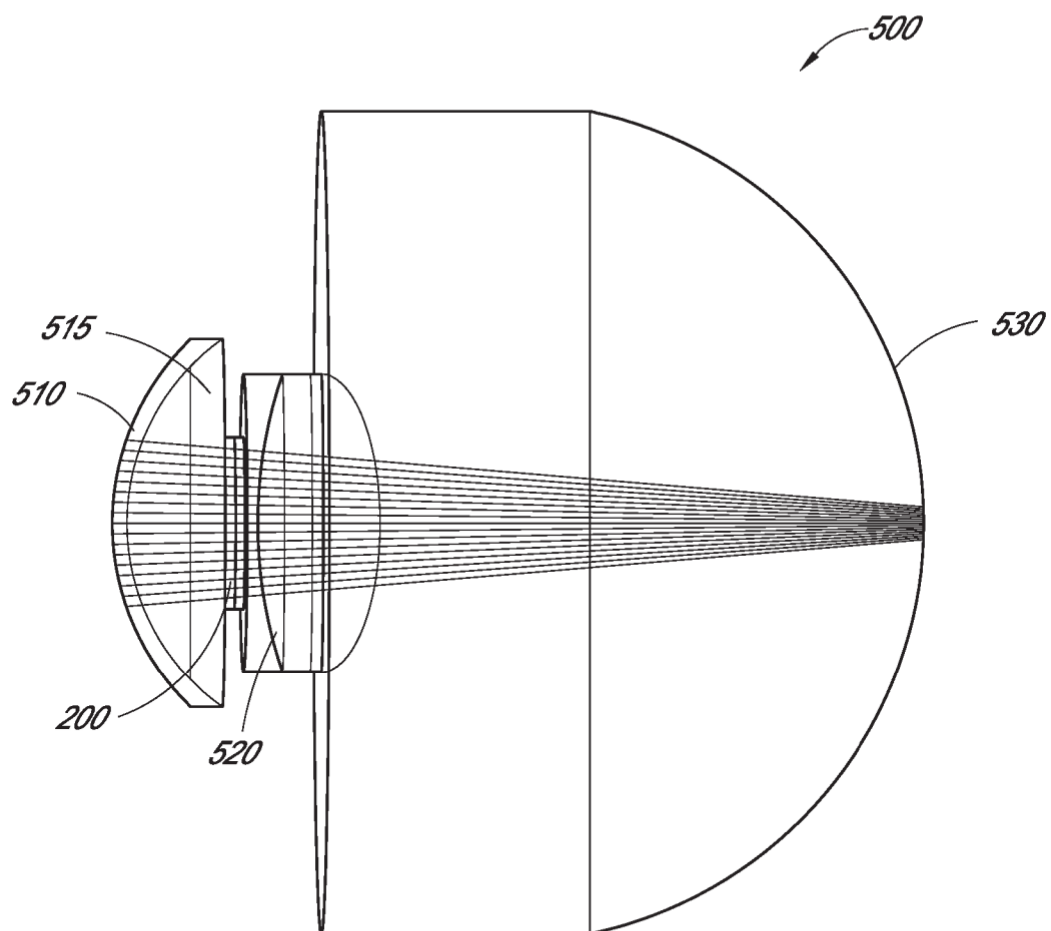


*FIG. 6D*

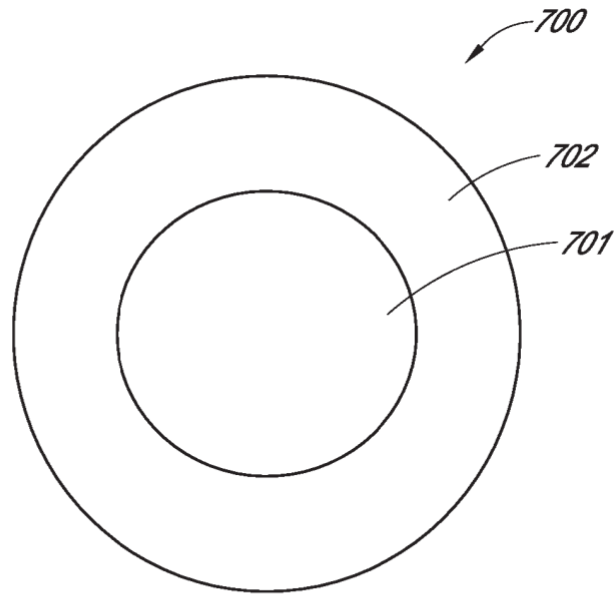


*FIG. 7A*

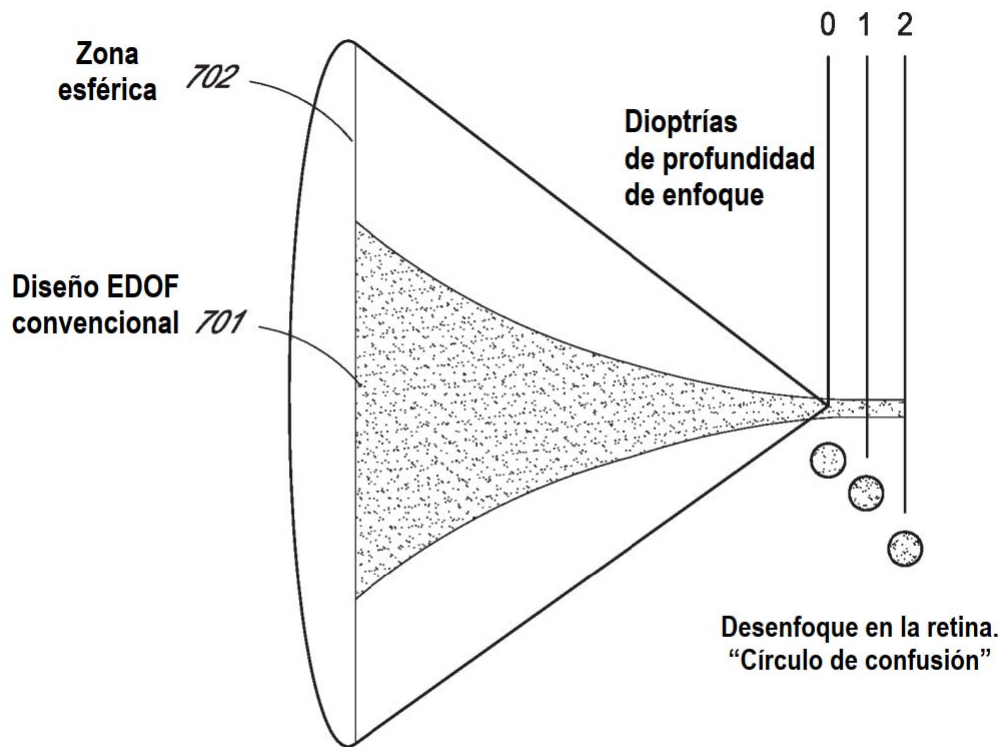


*FIG. 7B*

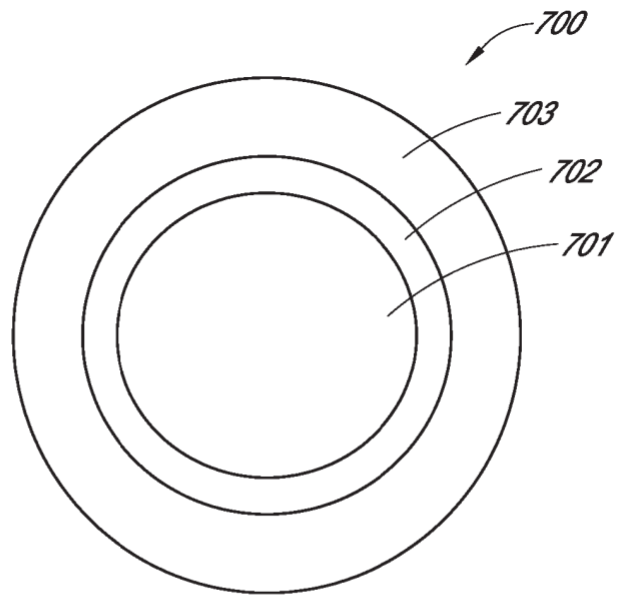


*FIG. 8A*

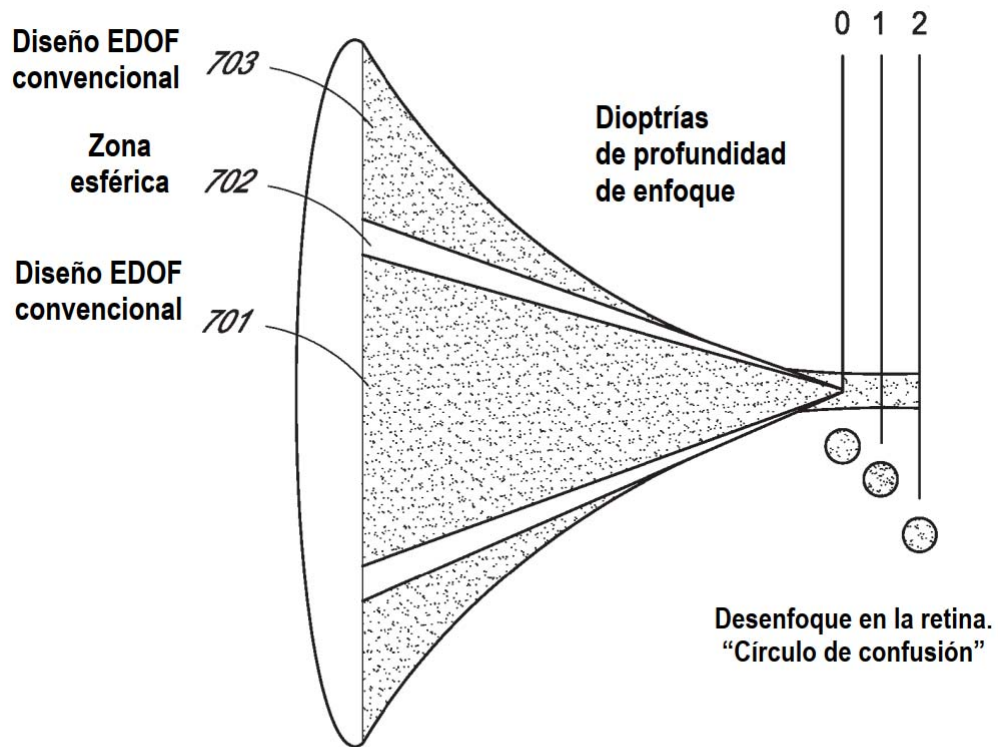


*FIG. 8B*