

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 986 393**

51 Int. Cl.:

A61F 2/16

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **10.03.2017 PCT/IB2017/000318**

87 Fecha y número de publicación internacional: **14.09.2017 WO17153843**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.03.2017 E 17722144 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **11.09.2024 EP 3426191**

54 Título: **Lentes intraoculares que mejoran la visión periférica**

30 Prioridad:

11.03.2016 US 201662307241 P
09.09.2016 US 201662385702 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
11.11.2024

73 Titular/es:

AMO GRONINGEN B.V. (100.0%)
Van Swietenlaan 5
9278 NX Groningen, NL

72 Inventor/es:

ROSEN, ROBERT;
GOUNOU, FRANCK, EMMANUEL;
WEEBER, HENDRIK, A.;
CANOVAS VIDAL, CARMEN;
VAN DER MOOREN, MARRIE, H.;
STATE, MIHAI;
PIERS, PATRICIA ANN;
ALARCON HEREDIA, AIXA y
SELLITRI, DORA

74 Agente/Representante:

IZQUIERDO BLANCO, María Alicia

ES 2 986 393 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

Lentes intraoculares que mejoran la visión periférica

5 Campo

Esta divulgación se refiere de manera general a dispositivos, sistemas y métodos que mejoran la visión periférica.

10 Descripción de la técnica relacionada

Las lentes intraoculares (LIO) pueden usarse para restaurar el rendimiento visual después de una catarata u otro procedimiento oftálmico en el que el cristalino natural se sustituye por o se suplementa con una LIO. Cuando un procedimiento de este tipo modifica la óptica del ojo, generalmente un objetivo es mejorar la visión en el campo central. Estudios recientes han descubierto que, cuando se implanta una LIO monofocal, se modifican las aberraciones periféricas, y que estas aberraciones difieren significativamente de las de los ojos fágicos normales. El cambio predominante se observa con respecto al astigmatismo periférico, que es la principal aberración periférica en el ojo natural, seguida de la esfera y, a continuación, de las aberraciones de orden superior. Estos cambios pueden impactar sobre la visión funcional general, incluyendo la capacidad para conducir, el riesgo de caídas, la estabilidad postural y/o la capacidad de detección.

También hay ciertas afecciones de la retina que reducen la visión central, como la DMAE o un escotoma central. Otras enfermedades pueden afectar a la visión central, incluso a una edad muy temprana, como la enfermedad de Stargardt, la enfermedad de Best y la retinosis pigmentaria inversa. El resultado visual de los pacientes que padecen estas enfermedades puede mejorarse mejorando la visión periférica. El glaucoma también puede degradar la visión periférica. El glaucoma afecta al 2% de la población mayor de 40 años. Los pacientes con glaucoma pierden gradualmente la visión periférica como resultado de daños en el nervio óptico. La visión central puede degradarse en fases muy avanzadas de la enfermedad. El glaucoma puede provocar discapacidades importantes en la vida diaria, como problemas para caminar, para mantener el equilibrio, riesgo de caídas y para conducir. Los pacientes que padecen glaucoma pueden beneficiarse de las LIO que mejoran tanto la visión central como la periférica.

La US 2015/0250583 A1 divulga sistemas para mejorar la visión general en pacientes que padecen una pérdida de visión en una parte de la retina (por ejemplo, pérdida de visión central) proporcionando una óptica simétrica o asimétrica con una superficie esférica que redirige y/o enfoca la luz incidente en el ojo en ángulos oblicuos hacia una localización retiniana periférica. Una lente intraocular incluye un elemento de redirección (por ejemplo, un prisma, un elemento difractivo o un componente óptico con un perfil GRIN descentrado) configurado para dirigir la luz incidente a lo largo de un eje óptico desviado y enfocar una imagen en una localización de la retina periférica. Las propiedades ópticas de la lente intraocular pueden configurarse para mejorar o reducir los errores periféricos en la localización de la retina periférica. Una o más superficies de la lente intraocular pueden ser una superficie tórica, una superficie esférica de orden superior, una superficie de Zernike esférica o una superficie Zernike bicónica para reducir los errores ópticos en una imagen producida en una localización periférica en la retina por luz incidente en ángulos oblicuos.

SUMARIO

45 La presente invención proporciona lentes intraoculares como se indica en las reivindicaciones.

Los pacientes con pérdida del campo visual central provocada, por ejemplo, por degeneración macular relacionada a la edad (DMAE), dependen de la visión periférica que les queda para ver los objetos del mundo exterior. Habitualmente desarrollan un punto retiniano preferido (PRL), un área de la retina periférica en la que la calidad de la imagen óptica es superior a la de otras zonas de la retina. Visualizan el PRL o girando el ojo o la cabeza, usando por tanto la fijación excéntrica. Sin embargo, la visión en el PRL es mucho peor, debido tanto a factores retinianos, como, por ejemplo, la disminución de la densidad de células ganglionares, como a factores ópticos como, por ejemplo, la luz con la incidencia oblicua necesaria para llegar al PRL se degrada por el astigmatismo oblicuo y el coma. Los pacientes con DMAE pueden recibir mejoras sustanciales en la visión gracias a la corrección refractiva en su PRL, más que los sujetos sanos con una excentricidad retiniana similar. Los pacientes con glaucoma que padecen de calidad visual periférica degradada también pueden beneficiarse de las LIO que mejoran la calidad de la imagen óptica periférica. Las tecnologías de LIO actuales configuradas para corregir los errores de refracción en la fovea pueden degradar sustancialmente la calidad de la imagen óptica periférica en comparación con los cristalinios naturales. Por consiguiente, las LIO que pueden mejorar la calidad de la imagen en la fovea, así como en la retina periférica, pueden ser ventajosas.

Varios sistemas, métodos y dispositivos divulgados en la presente se dirigen a lentes intraoculares (LIO) incluyendo, por ejemplo, LIO de cámara posterior, LIO fágicas y LIO piggyback, que están configuradas para mejorar la visión periférica. Para pacientes normales, por ejemplo, pacientes con cataratas no complicadas, la visión periférica puede equilibrarse con una buena visión central para mejorar o maximizar la visión funcional global. Para aquellos

pacientes que tienen una pérdida patológica de la visión central, la visión periférica puede mejorarse o maximizarse para ángulos de campo de 30-40 grados con respecto al eje óptico. Para algunos pacientes, la visión periférica puede mejorarse o maximizarse teniendo en cuenta el ángulo visual en el que la retina está sana.

5 BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Los sistemas, métodos y dispositivos pueden comprenderse mejor a partir de la siguiente descripción detallada cuando se leen junto con los dibujos esquemáticos acompañantes, que tienen únicamente propósitos ilustrativos. Los dibujos incluyen las siguientes figuras:

La FIG. 1 ilustra una lente de menisco.

La FIG. 2 ilustra una parte de un elemento acromático integrado con una superficie anterior de la lente de menisco representada en la FIG. 1.

La FIG. 3 ilustra el rendimiento de una lente de menisco que comprende un elemento acromático, una lente de menisco sin un elemento acromático y una lente intraocular estándar (ZCB).

La Figura 4A ilustra una MTF policromática central para una lente de menisco sin elemento acromático. La Figura 4B ilustra una MTF policromática central para una lente de menisco con un elemento acromático integrado en la superficie anterior de la lente de menisco.

La Figura 5A ilustra la MTF en el eje frente a la frecuencia espacial para una pupila de 5 mm en luz policromática para una lente esférica doble con un elemento acromático integrado con su superficie anterior y una lente esférica doble sin elemento acromático. La Figura 5B ilustra la MTF en el eje frente a la frecuencia espacial para una pupila de 3 mm en luz policromática para una lente esférica doble que tiene un elemento acromático integrado en su superficie anterior y una lente esférica doble sin un elemento acromático.

La Figura 6A ilustra la MTF en el eje frente a la frecuencia espacial para una pupila de 5 mm en luz policromática para una lente biconvexa que tiene un elemento acromático integrado en su superficie anterior y una lente biconvexa sin elemento acromático. La Figura 6B ilustra la MTF en el eje frente a la frecuencia espacial para una pupila de 3 mm en luz policromática para una lente biconvexa que tiene un elemento acromático integrado en su superficie anterior y una lente biconvexa sin un elemento acromático.

La Figura 7A ilustra la MTF en el eje para una frecuencia espacial de 50 ciclos/mm para una pupila de 5 mm en luz policromática para una lente de menisco que comprende un elemento acromático y una lente de menisco sin elemento acromático. La Figura 7B ilustra la MTF en el eje para una frecuencia espacial de 50 ciclos/mm para una pupila de 3 mm en luz policromática para una lente de menisco que comprende un elemento acromático y una lente de menisco sin un elemento acromático.

La Figura 8A ilustra la MTF en el eje para una frecuencia espacial de 50 ciclos/mm para una pupila de 5 mm en luz policromática para una lente biconvexa que comprende un elemento acromático y una lente biconvexa sin elemento acromático. La Figura 8B ilustra la MTF en el eje para una frecuencia espacial de 50 ciclos/mm para una pupila de 3 mm en luz policromática para una lente biconvexa que comprende un elemento acromático y una lente biconvexa sin un elemento acromático.

Las Figuras 9A y 9B ilustran la función de transferencia de módulo (MTF) simulada en el eje para diferentes LIO con una pupila de entrada de 5 mm para luz verde y blanca respectivamente.

Las Figuras 10A y 10B ilustran la función de transferencia de módulo (MTF) simulada en el eje para diferentes LIO con una pupila de entrada de 3 mm para luz verde y blanca respectivamente.

La Figura 11A es un gráfico que representa el astigmatismo simulado fuera del eje para dos LIO diferentes en ángulos de campo visual de 20 grados y 30 grados.

La Figura 11B es un gráfico que representa la ganancia de agudeza visual simulada para dos LIO diferentes para diferentes ángulos de campo visual.

Las Figuras 12A y 12B representan la esfera y el cilindro medios simulados para diferentes ángulos de campo visual para diferentes LIO.

Las Figuras 12C y 12D representan la aberración esférica simulada y la RMS total para diferentes ángulos de campo visual para diferentes LIO.

La Figura 13 ilustra una LIO configurada para proporcionar una visión periférica mejorada, así como una visión foveal mejorada.

Las Figuras 14A-14E ilustran varios índices de mérito para una lente intraocular estándar y una LIO configurada para proporcionar una visión periférica mejorada así como una visión foveal mejorada.

La Figura 15 es un diagrama de flujo de un método de diseño de una LIO para corregir errores refractivos periféricos.

La Figura 16 es una representación gráfica de los elementos del sistema informático para seleccionar una lente oftálmica.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

Los pacientes que padecen DMAE experimenta pérdida de la visión central y dependen de la visión periférica para ver los objetos de su entorno. Actualmente, una manera de ayudar a los pacientes con DMAE es mediante el uso de aumentos. El aumento se consigue habitualmente con una lupa o telescopio de alta potencia. El aumento puede lograrse con telescopios implantables en uno o ambos ojos. Por ejemplo, puede emplearse un sistema de dos lentes

para proporcionar aumento a los pacientes con DMAE. Como otro ejemplo puede emplearse un sistema de lentes que comprende un telescopio con espejo de Lipshitz para proporcionar aumento a los pacientes con DMAE. Sin embargo, las soluciones actuales pueden no estar configuradas para corregir los errores refractivos en la fovea o en las localizaciones retinianas periféricas. Las soluciones para pacientes con DMAE pueden beneficiarse del aumento de la calidad visual en la localización retiniana periférica.

El glaucoma afecta al 2% de la población mayor de 40 años y su prevalencia aumenta con la edad. Los pacientes que padecen glaucoma pierden gradualmente la visión periférica como resultado de los daños sufridos por el nervio óptico. A medida que progresa el glaucoma, también se ve afectada la visión central. El glaucoma se diagnostica habitualmente mediante una variedad de métodos, incluyendo la medición de la presión intraocular (PIO) y/o la realización de pruebas de campo visual (perimetría). Por consiguiente, las pruebas de campo visual con LIO están configuradas para medir la agudeza visual para una variedad de ángulos de campo visual entre -30 grados y 30 grados. Los pacientes que padecen Glaucoma pierden gradualmente la visión periférica. Por consiguiente, los pacientes de Glaucoma pueden beneficiarse de soluciones ópticas que aumentan la calidad visual para la visión periférica.

Varias LIO disponibles actualmente en el mercado, aunque están configuradas para proporcionar una buena agudeza visual en la visión central, pueden introducir errores refractivos (por ejemplo, desenfoque y/o astigmatismo) en la visión periférica. Por consiguiente, las LIO que pueden reducir los errores refractivos periféricos y, al mismo tiempo, mantener o aumentar la calidad de la imagen en la fovea pueden ser beneficiosas para los pacientes con glaucoma que pueden padecer también o no cataratas. Los diseños de LIO que pueden reducir estos errores refractivos periféricos pueden tener varios beneficios que incluyen, pero no se limitan a, los siguientes:

1. Para pacientes con riesgo de glaucoma o en los que se está monitorizando la progresión del glaucoma, la reducción de los errores ópticos periféricos puede hacer que las pruebas de campo visual sean más sensibles a la progresión de la enfermedad, que de otro modo podría quedar enmascarada en presencia de errores ópticos periféricos (por ejemplo, desenfoque) introducidos por una LIO estándar.
2. El contraste adicional en las imágenes periféricas que puede resultar de las LIO con errores ópticos periféricos reducidos puede mejorar la capacidad de un paciente con glaucoma o con DMAE para realizar tareas como caminar, leer, mantener el equilibrio, el riesgo de caídas y conducir.

Varios diseños de LIO configurados para mejorar la calidad de la imagen periférica se describen en la Solicitud de Estados Unidos Nº 14/692.609 presentada el 21 de abril de 2015 y publicada como Publicación de Estados Unidos Nº 2015/0320547. Varios diseños de LIO configurados para mejorar la calidad de la imagen periférica para pacientes con DMAE se describen en las Solicitudes de Estados Unidos Nº 14/644101 (presentada el 10 de marzo de 2015, publicada como Publicación de Estados Unidos Nº 2015/0265399); 14/644110 (presentada el 10 de marzo de 2015, publicada como Publicación de Estados Unidos Nº 2015/0297342); 14/644107 (presentada el 10 de marzo de 2015, publicada como publicación de Estados Unidos Nº 2015/0297342); 14/849369 (presentada el 9 de septiembre de 2015) y 14/644082 (presentada el 10 de marzo de 2015, publicada como Publicación de Estados Unidos Nº 2015/0250583).

Varias LIO configuradas para mejorar la calidad de la imagen en una o más localizaciones retinianas periféricas pueden comprender por lo menos uno de elementos de redirección, gradiente de índice de refracción, elementos de multirrefracción, superficies de Zernike asimétricas o elementos difractivos de Fresnel. El factor de forma de las LIO puede modificarse para corregir errores en la localización retiniana periférica. Además, las LIO configuradas para mejorar la calidad de la imagen en una o más localizaciones retinianas periféricas pueden ser tanto simétricas (mejorando el campo periférico en todas las localizaciones) como asimétricas (mejorando el área alrededor del PRL).

Varias LIO configuradas para mejorar la calidad de la imagen en una o más localizaciones retinianas periféricas pueden comprender lentes piggyback que pueden mejorar la MTF periférica usando diseños finos y gruesos para reducir los errores refractivos periféricos, astigmatismo, coma y otros errores ópticos. Varias LIO configuradas para mejorar la calidad de imagen en una o más localizaciones retinianas periféricas pueden comprender superficies tóricas, esféricas, esféricas de orden superior, de Zernike y biconicas, superpuestas sobre diseños de menisco. Varias LIO configuradas para mejorar la calidad de la imagen en una o más localizaciones retinianas periféricas pueden comprender lentes piggyback con superficies de Fresnel. El plano principal de una LIO existente puede desplazarse para mejorar la calidad de la imagen en una o más localizaciones retinianas periféricas.

Las LIO que están configuradas para mejorar la calidad de la imagen en una o más localizaciones retinianas periféricas pueden configurarse para corregir el astigmatismo y el coma que surgen de la incidencia oblicua. Además de corregir el astigmatismo y el coma que surgen de la incidencia oblicua de la luz, es ventajoso proporcionar LIO que puedan corregir las aberraciones cromáticas longitudinales para mejorar la calidad de la imagen en una o más localizaciones retinianas periféricas. La corrección de las aberraciones cromáticas longitudinales además de corregir el astigmatismo y el coma que surgen de la incidencia oblicua de la luz puede mejorar aún más la calidad de la imagen en las localizaciones retinianas periféricas.

Varias realizaciones de acuerdo con la invención comprenden una LIO que incluye un elemento óptico acromático. Por ejemplo, una LIO configurada para corregir las aberraciones periféricas mediante el uso del factor de forma, el desplazamiento y el equilibrio correcto de las aberraciones de orden superior puede combinarse con un elemento óptico acromático o una superficie acromática optimizada para la potencia de la LIO. La superficie acromática se dispone en el lado de la LIO que tiene una pendiente menor. La superficie acromática está dispuesta en el lado anterior que está configurado para recibir la luz incidente que tiene una pendiente menor en lugar del lado posterior.

Varias realizaciones de las LIO divulgadas en la presente están configuradas para corregir errores refractivos periféricos para ángulos de campo visual de hasta ± 30 grados. Por lo menos uno de un factor de forma, una colocación de la LIO en el ojo, curvatura y/o asfericidad de las superficies de la LIO divulgada en la presente pueden ajustarse de tal manera que los errores refractivos periféricos residuales para ángulos de campo visual de hasta ± 30 grados cuando se implanta en el ojo la LIO sean menores que una cantidad umbral. Las LIO de acuerdo con la invención divulgadas en la presente incluyen un elemento óptico acromático. Por ejemplo, una LIO configurada para corregir aberraciones periféricas mediante el uso de factor de forma, desplazamiento y equilibrio de aberraciones de orden superior se combina con un elemento óptico acromático o una superficie acromática optimizada para la potencia de la LIO.

Realizaciones de LIO con diseño de doble esférica

Varias realizaciones de LIO de acuerdo con la invención configuradas para mejorar la calidad de la imagen en una o más localizaciones retinianas periféricas comprenden una lente de menisco en la que tanto la superficie anterior como la posterior son esféricas (también denominada diseño de doble esférica (DAD)). Para mejorar la calidad de la imagen en una o más localizaciones retinianas periféricas, la lente de menisco puede implantarse de tal manera que el plano principal de la lente se desplace una cantidad como, por ejemplo, aproximadamente 0,2 mm y aproximadamente 0,6 mm posteriormente desde el iris en comparación con la posición en la que se implanta una lente intraocular estándar (por ejemplo, una LIO de menisco). En varias realizaciones, la lente de menisco puede tener un factor de forma negativo, en el que la primera superficie es cóncava y la segunda convexa. Para corregir las aberraciones cromáticas longitudinales, una lente de menisco que tiene una primera superficie cóncava y una segunda superficie convexa incluye una superficie acromática situada en la parte anterior que es más plana (o tiene una pendiente menor) en comparación con la superficie posterior. La lente de menisco (por ejemplo, diseño de doble esférica) que incluye una superficie acromática puede comprender:

a) un grosor mayor de aproximadamente 0,3 mm. Por ejemplo, el grosor puede estar comprendido entre aproximadamente 0,5 mm y aproximadamente 0,9 mm, entre aproximadamente 0,6 mm y aproximadamente 1,0 mm, entre aproximadamente 0,7 mm y aproximadamente 1,2 mm, entre aproximadamente 0,8 mm y aproximadamente 1,3 mm, entre aproximadamente 0,9 mm y aproximadamente 1,4 mm, entre aproximadamente 1,1 mm y aproximadamente 1,5 mm, entre aproximadamente 1,2 mm y aproximadamente 1,6 mm. El rendimiento óptico de una lente más gruesa puede ser mejor que el de una lente más fina. Sin embargo, una lente más gruesa puede requerir incisiones más grandes para su implantación.

b) un factor de forma comprendido entre aproximadamente -1 (correspondiente a una lente planoconvexa) y aproximadamente -3. Además, la curvatura de la superficie anterior de la LIO que comprende un diseño de menisco puede configurarse para ser sensible a la excentricidad, así como para mejorar el rendimiento óptico.

LIO con diseño biconvexo

Varias LIO configuradas para mejorar la calidad de la imagen en una o más localizaciones retinianas periféricas pueden comprender un diseño biconvexo (también denominado BOSS en la presente) en el que tanto la superficie anterior como la posterior tienen curvaturas similares. Las superficies anterior y posterior pueden ser esféricas. Las LIO que tienen diseños de lentes biconvexas pueden implantarse de tal manera que el plano principal de la lente se desplace en una cantidad como, por ejemplo, aproximadamente 0,5 mm y aproximadamente 1,0 mm posteriormente desde el iris en comparación con la posición en la que se implanta una LIO estándar (por ejemplo, un diseño de lente biconvexa). La lente biconvexa puede tener un factor de forma cercano a cero y un grosor de entre aproximadamente 0,7 mm y aproximadamente 1,0 mm. En las LIO con diseño biconvexo, la superficie acromática puede colocarse en el lado anterior o en el lado posterior, ya que tanto la superficie anterior como la posterior pueden tener una curvatura similar en la mayoría de las implementaciones prácticas.

En las Figuras 35-38 de la Publicación de Estados Unidos N° 2015/0320547 A1 se ilustran varios diseños de lentes biconvexas.

El elemento óptico acromático o superficie integrada con el diseño de lente menisco (por ejemplo, diseño de lente esférica doble) o el diseño de lente biconvexa puede comprender:

1) Una potencia añadida que puede corregir la aberración cromática del ojo. Por ejemplo, una LIO que tiene una potencia de 20 dioptrías puede tener una potencia añadida de aproximadamente 3,5 dioptrías para corregir la aberración cromática.

2) Una altura de paso de $k=-1$ si el elemento o superficie óptica acromática está en el lado anterior y una altura de

paso $k=1$ en el lado posterior. En varias realizaciones, el elemento o superficie óptica acromática puede ser monofocal. Aunque son posibles otras variaciones.

3) El elemento o superficie óptica acromática puede estar diseñado para una longitud de onda de 550 nm. Aunque son posibles otras variaciones.

Realizaciones de LIO con un acromático

La Figura 1 ilustra una de una LIO de menisco 100 que está configurada para ser implantada en el ojo de un paciente. La LIO 100 tiene una superficie anterior 105 y una superficie posterior 107 opuesta a la superficie anterior. La superficie anterior y la superficie posterior están intersecadas por un eje óptico 109. El grosor de la LIO 100 a lo largo del eje óptico 109 puede estar comprendido entre aproximadamente 0,7 mm y aproximadamente 1,4 mm. Por ejemplo, el grosor de la LIO 100 a lo largo del eje óptico 109 puede estar comprendido entre aproximadamente 0,8 mm y aproximadamente 1,3 mm, entre aproximadamente 0,9 mm y aproximadamente 1,2 mm, entre aproximadamente 1,0 mm y aproximadamente 1,1 mm, o cualquier valor intermedio entre estos valores. La LIO 100 puede configurarse para mejorar la calidad de la imagen en una o más localizaciones de la retina periférica mediante el uso del factor de forma, el desplazamiento del plano principal y la corrección de las aberraciones de orden superior.

En la Figura 1 se observa que la superficie anterior 105 de la LIO 100 es casi plana. Además, la superficie anterior 105 tiene una curvatura (o pendiente) que es menor que una curvatura (o pendiente) de la superficie posterior 107. Una LIO que tiene una superficie anterior 105 que es casi plana puede tener varios beneficios. Por ejemplo, una superficie anterior que es casi plana puede ser menos sensible a la excentricidad entre las superficies anterior y posterior. Como otro ejemplo, una superficie anterior casi plana puede hacer que la adición de un elemento o superficie acromática funcione más eficazmente.

La Figura 2 ilustra una parte de un elemento acromático integrado con una superficie anterior de la de la lente de menisco representada en la Figura 1 de acuerdo con una realización de la invención. Como se ha analizado anteriormente, un elemento acromático que tenga un perfil de superficie como el representado en la Figura 2 se combina con una LIO similar a la LIO 100 representada en la Figura 1 para mejorar la calidad de imagen en una o más localizaciones retinianas periféricas. El elemento acromático se dispone en el lado de la LIO que tiene una pendiente menor. Por ejemplo, el elemento acromático que tiene un perfil de superficie como el representado en la Figura 2 se dispone en la superficie anterior casi plana 105 de la LIO 100 representada en la Figura 1.

La Figura 3 ilustra el módulo porcentual de la mejora de la función de transferencia óptica (MTF) con respecto a una lente intraocular estándar (ZCB) a la mitad de la frecuencia espacial límite neural en función del ángulo de la localización retiniana periférica con respecto al eje óptico para una lente de menisco que comprende un elemento acromático y una lente de menisco sin un elemento acromático. La localización retiniana periférica puede tener una excentricidad entre -60 grados y 60 grados con respecto al eje óptico. En varias implementaciones, la localización retiniana periférica puede tener una excentricidad entre aproximadamente -45 grados y 45 grados, entre aproximadamente -30 grados y 30 grados, entre aproximadamente -25 grados y 25 grados, o valores intermedios. Los intervalos angulares para la excentricidad de la localización retiniana periférica se refieren al ángulo del campo visual en el espacio del objeto entre un objeto con una imagen retiniana correspondiente en la fovea y un objeto con una imagen retiniana correspondiente en una localización retiniana periférica. Puede observarse que la adición del acromático mejora sustancialmente el contraste en la región central, lo que es beneficioso para los pacientes que mantienen algunos residuos de rendimiento visual central, a la vez que se mantiene simultáneamente el buen rendimiento periférico del diseño de lente de menisco con un acromático.

El elemento óptico acromático o la superficie acromática se dispone en el lado menos curvado. Como se ha analizado anteriormente, una ventaja de introducir el elemento óptico acromático o la superficie acromática proviene del rendimiento visual central mejorado, a la vez que se mantiene una buena visión periférica. La ventaja de disponer el elemento óptico acromático o la superficie acromática en la superficie menos curvada se observa en las figuras siguientes.

La Figura 4A ilustra la MTF policromática de una lente de menisco sin elemento acromático en la fovea. La Figura 4B muestra la MTF policromática de una lente de menisco que tiene un elemento acromático integrado en la superficie anterior de la lente de menisco en la fovea.

Se fabricaron varias lentes de acuerdo con los principios descritos anteriormente y se midió su rendimiento en modelos oculares físicos. En las Figuras 5A-8B se representan ejemplos del rendimiento medido. La Figura 5A ilustra la MTF en el eje frente a la frecuencia espacial para una pupila de 5 mm en luz policromática para una lente asférica doble (por ejemplo, tanto la superficie posterior como la anterior son asféricas) que tiene un elemento acromático integrado en su superficie anterior (curva 501) y una lente asférica doble sin un elemento acromático (curva 503). La MTF en el eje para la lente asférica doble con un elemento óptico acromático dispuesto en la superficie anterior es mayor que la MTF en el eje correspondiente para la lente asférica doble sin un elemento óptico acromático para una frecuencia espacial mayor de 20 ciclos/mm, lo que indica una visión foveal mejorada para la lente asférica doble con un elemento óptico acromático dispuesto en la superficie anterior en comparación con la lente asférica doble

sin un elemento óptico acromático.

La Figura 5B ilustra la MTF en el eje frente a la frecuencia espacial para una pupila de 3 mm en luz policromática de una lente asférica doble que tiene un elemento acromático integrado con su superficie anterior (curva 505) y una lente asférica doble sin un elemento acromático (curva 507). De manera similar a la condición de la pupila de 5 mm, la MTF en el eje de la lente asférica doble con un elemento óptico acromático dispuesto en la superficie anterior es mayor que la MTF en el eje correspondiente de la lente asférica doble sin un elemento óptico acromático para una frecuencia espacial mayor de 20 ciclos/mm, lo que indica una visión foveal mejorada para la lente asférica doble con un elemento óptico acromático dispuesto en la superficie anterior en comparación con la lente asférica doble sin un elemento óptico acromático. Se realizan mediciones similares con un diseño biconvexo (BOSS) en el que las superficies anterior y posterior tienen curvaturas similares aproximadas, que se muestran a continuación en las Figuras 6A y 6B. Con referencia a las Figuras 6A y 6B, las curvas 601 y 605 MTF en eje frente a la frecuencia espacial para una pupila de 5 mm y una pupila de 3 mm respectivamente en luz policromática para una lente biconvexa que tiene un elemento acromático integrado con su superficie anterior. Con referencia a las Figuras 6A y 6B, las curvas 603 y 607 de MTF en el eje frente a la frecuencia espacial para una pupila de 5 mm y una pupila de 3 mm respectivamente en luz policromática para una lente biconvexa sin elemento acromático. Se observa que la MTF en el eje para una lente biconvexa con un elemento óptico acromático dispuesto en la superficie anterior es mayor que la MTF en el eje correspondiente para una lente biconvexa sin un elemento óptico acromático para una frecuencia espacial mayor de 20 ciclos/mm tanto para una pupila de 5 mm como de 3 mm, lo que indica una visión foveal mejorada para la lente biconvexa con un elemento óptico acromático dispuesto en la superficie anterior en comparación con la lente biconvexa sin un elemento óptico acromático.

Se observa que tanto para la condición de pupila de 3 mm como para la condición de pupila de 5 mm, el elemento óptico acromático mejora el rendimiento óptico para frecuencias espaciales por encima de 50 ciclos por mm, que a menudo se usa para ilustrar el rendimiento en el eje. En las Figuras 7A y 7B se muestra la MTF de mejor enfoque en el eje para una frecuencia espacial de 50 ciclos/mm para la lente de menisco con y sin elemento óptico acromático para la condición de pupila de 5 mm y la condición de pupila de 3 mm, respectivamente. En referencia a la Figura 7A, el bloque 701 ilustra la MTF de mejor enfoque en el eje para una frecuencia espacial de 50 ciclos/mm para la lente de menisco con un elemento óptico acromático para la condición de pupila de 5 mm y el bloque 703 ilustra la MTF de mejor enfoque en el eje para una frecuencia espacial de 50 ciclos/mm para la lente de menisco sin un elemento óptico acromático para la condición de pupila de 5 mm. En referencia a la Figura 7B, el bloque 705 ilustra la MTF de mejor enfoque en el eje para una frecuencia espacial de 50 ciclos/mm para la lente de menisco con un elemento óptico acromático para la condición de pupila de 3 mm y el bloque 707 ilustra la MTF de mejor enfoque en el eje para una frecuencia espacial de 50 ciclos/mm para la lente de menisco sin un elemento óptico acromático para la condición de pupila de 3 mm. Se observa que para ambas condiciones de pupila, el rendimiento óptico para la lente de menisco con elemento óptico acromático es mejor que el rendimiento óptico para la lente de menisco sin elemento óptico acromático.

La Figura 8A ilustra la MTF en el eje para una frecuencia espacial de 50 ciclos/mm para una pupila de 5 mm en luz policromática para una lente biconvexa que comprende un elemento acromático (bloque 801) y una lente biconvexa sin elemento acromático (bloque 803). La Figura 8B ilustra la MTF en el eje para una frecuencia espacial de 50 ciclos/mm para una pupila de 3 mm en luz policromática para una lente biconvexa que comprende un elemento acromático (bloque 805) y una lente biconvexa sin un elemento acromático (bloque 807). Se observa que para ambas condiciones de pupila, el rendimiento óptico para la lente biconvexa con elemento óptico acromático es mejor que el rendimiento óptico para la lente biconvexa sin elemento óptico acromático.

Además de la reducción sustancial de las aberraciones fuera del eje como, por ejemplo, el astigmatismo oblicuo, las geometrías superficiales de las superficies anterior y posteriores de la LIO de doble diseño asférico (DAD) pueden configurarse para mantener una calidad de imagen en el eje similar a la de las LIO monofocales existentes que están configuradas para proporcionar visión foveal. Varias de las LIO (por ejemplo, las LIO DAD) descritas en la presente pueden tener un grosor axial central que es mayor que el grosor axial central de las LIO monofocales existentes que están configuradas para proporcionar visión foveal. Por ejemplo, las LIO descritas en la presente pueden tener un grosor central de aproximadamente 1,2 mm. Como otro ejemplo, las LIO descritas en la presente pueden tener un grosor central mayor de 0,5 mm y menor de 2,0 mm, mayor o igual a aproximadamente 0,6 mm y menor o igual a aproximadamente 1,9 mm, mayor o igual a aproximadamente 0,7 mm y menor o igual a aproximadamente 1,8 mm, mayor o igual a aproximadamente 0,9 mm y menor o igual a aproximadamente 1,7 mm, mayor o igual a aproximadamente 1,0 mm y menor o igual a aproximadamente 1,6 mm, mayor o igual a aproximadamente 1,1 mm y menor o igual a aproximadamente 1,5 mm, mayor o igual a aproximadamente 1,2 mm y menor o igual a aproximadamente 1,4 mm, o cualquier valor dentro de estos intervalos/subintervalos. Las LIO analizadas en la presente (por ejemplo, la LIO DAD) pueden abovedarse cuando se colocan en el ojo del paciente. Por ejemplo, las LIO descritas en la presente pueden abovedarse aproximadamente 0,2 mm hacia la retina en comparación con las LIO monofocales existentes que están configuradas para proporcionar visión foveal. Como otro ejemplo, las LIO descritas en la presente pueden abovedarse hacia la retina en una distancia entre aproximadamente 0 mm y aproximadamente 1,5 mm en comparación con las LIO monofocales existentes que están configuradas para proporcionar visión foveal. La distancia de bóveda puede ser mayor o igual a

aproximadamente 0,05 mm y menor o igual a aproximadamente 1,5 mm, mayor o igual a aproximadamente 0,1 mm y menor o igual a aproximadamente 1,4 mm, mayor o igual a aproximadamente 0,2 mm y menor o igual a aproximadamente 1,3 mm, mayor o igual a aproximadamente 0,5 mm y menor o igual a aproximadamente 1,2 mm, mayor o igual a aproximadamente 0,75 mm y menor o igual a aproximadamente 1,0 mm, o cualquier valor dentro de estos intervalos/subintervalos.

Las LIO DAD que pueden usarse para pacientes con cataratas con o en riesgo de Degeneración Macular relacionada con la Edad (DMAE) y/o Glaucoma pueden comprender superficies anteriores y posteriores esféricas. Las LIO DAD contempladas en la presente pueden configurarse para proporcionar una buena calidad óptica en la fovea, así como en una localización de la retina periférica. La buena calidad óptica en la localización de la retina periférica puede lograrse optimizando las geometrías superficiales de las superficies anterior y posterior de la LIO, ajustando el grosor axial central de la LIO y/o optimizando la distancia de la superficie anterior de la LIO desde el iris. En la actualidad, aproximadamente el 10% de los pacientes sometidos a cirugía de cataratas presentan alguna forma de DMAE. Los pacientes con DMAE acaban perdiendo su visión central, quedando sólo su visión periférica. Por lo tanto, son deseables las LIO configuradas para proporcionar una alta calidad de imagen en el campo visual periférico, a la vez que se mantiene una relación de contraste suficiente para la visión central (también denominada en la presente visión foveal), de tal manera que la visión central restante pueda usarse el mayor tiempo posible. Sin embargo, las LIO disponibles comercialmente pueden exacerbar los errores ópticos periféricos. Como la visión de los pacientes con DMAE puede mejorar mediante la corrección de los errores ópticos periféricos, la corrección de los errores ópticos periféricos representa un área de calidad de vida visual potencialmente mejorada.

Sin suscribirse a ninguna teoría en particular, la sagita Z de la superficie anterior y posterior de las LIO DAD puede obtenerse a partir de la ecuación (1):

$$Z = \frac{cr^2}{1 + \sqrt{1 - (k+1)c^2r^2}} + a_4r^4 + a_6r^6 + a_8r^8 + a_{10}r^{10} \quad (1)$$

donde r es la distancia radial desde el centro de la lente, c es la curvatura, k es la constante cónica y a4, a6, a8 y a10 son los términos esféricos de orden superior.

Los valores del grosor central y de la altura de la bóveda para las LIO DAD pueden seleccionarse teniendo en cuenta los siguientes factores: (i) rendimiento óptico: las LIO con un mayor grosor central y una mayor altura de la bóveda tienen un rendimiento óptico mejorado; (ii) estabilidad mecánica - que impone un límite superior a la altura de la bóveda; (iii) facilidad de inserción en un ojo humano - es deseable un tamaño de incisión más pequeño (por ejemplo, aproximadamente 2,8 mm), lo que impone una condición al grosor central; y (iv) tamaño de la zona óptica funcional - un mayor grosor central de la LIO puede proporcionar una zona óptica funcional aumentada, lo que puede ser deseable para pacientes con DMAE, muchos de los cuales presentan pupilas dilatadas. Un ejemplo de una LIO DAD optimizada en función de los factores analizados anteriormente puede tener una altura de bóveda de aproximadamente 0,45 mm, un grosor central de 1,2 mm y una zona óptica funcional de aproximadamente 6 mm. Otro ejemplo de una LIO DAD optimizada para proporcionar una buena calidad visual tanto foveal como periférica puede tener una altura de bóveda de entre aproximadamente 0,05 mm y aproximadamente 1,5 mm, un grosor central de entre aproximadamente 0,7 mm y aproximadamente 1,5 mm y una zona óptica funcional de un tamaño de entre aproximadamente 4,5 mm y aproximadamente 6,5 mm (por ejemplo, una zona óptica funcional que tenga un tamaño de aproximadamente 5 mm o una zona óptica funcional que tenga un tamaño de aproximadamente 6 mm).

La Tabla 1 a continuación proporciona los valores de los coeficientes que definen la superficie anterior y posterior de varias LIO DAD que tienen una potencia óptica de aproximadamente 18 D a aproximadamente 30 D. En la Tabla 1, la columna A es la potencia óptica en dioptrías para varias LIO DAD, la columna B indica una de una superficie anterior (Ant.) o una posterior (Post.) para varias LIO DAD, la columna C es el grosor central en mm para varias LIO DAD, la columna D es la altura de la bóveda (hacia la retina) en mm para varias LIO DAD, la columna E es el radio de curvatura de la superficie respectiva (Ant. o Post.) para varias LIO DAD, la columna F es la constante cónica k usada para diseñar la superficie respectiva (Ant. o Post.) para varias LIO DAD, las columnas G, H e I son los términos esféricos de orden superior a4, a6, a8 y a10 usados para diseñar la superficie respectiva (Ant. o Post.) para varias LIO DAD. Para cualquier potencia óptica dada, se prevé que las LIO específicas incluyan variaciones en cualquier valor de las columnas C a J de hasta aproximadamente el 15%, o preferiblemente hasta aproximadamente el 10%, o hasta aproximadamente el 5%. El intervalo de potencias ópticas puede estar entre 5D y 40D, o preferiblemente entre aproximadamente 18D y aproximadamente 30D, o entre aproximadamente 21D y aproximadamente 27D.

A	B	C	D	E	F	G	H	I	J
18	Ant.	1.2	0.45	-34.0000	62.3719	-0.0027	0.0002	-3.2960E-05	1.3656E-06
	Post.			-6.0674	-0.3732	-0.0011	9.5254E-05	-2.8723E-05	1.5611E-06
18.5	Ant.	1.2	0.45	-39.0000	85.8619	-0.0026	0.0002	-2.8652E-05	1.2215E-06
	Post.			-6.0674	-0.3732	-0.0011	9.5254E-05	-2.8723E-05	1.5611E-06
19	Ant.	1.2	0.45	-46.3000	22.6898	-0.0030	0.0003	-4.73840E-05	2.3728E-06
	Post.			-6.0674	-0.3732	-0.0011	9.5254E-05	-2.8723E-05	1.5611E-06
19.5	Ant.	1.2	0.45	-57.7272	22.6898	-0.0030	0.0002	-4.8136E-05	2.6297E-06
	Post.			-6.0674	-0.3732	-0.0011	9.5254E-05	-2.8723E-05	1.5611E-06
20	Ant.	1.2	0.45	-70.0202	-268.2743	-0.0027	0.0001	-2.8821E-05	1.6783E-06
	Post.			-6.0674	-0.3732	-0.0011	9.5254E-05	-2.8723E-05	1.5611E-06
20.5	Ant.	1.2	0.45	-99.9122	-202.2094	-0.0029	0.0002	-4.8480E-05	2.8376E-06

(continuación)

	Post.			-6.0674	-0.3732	-0.0011	9.5254E-05	-2.8723E-05	1.5611E-06
21	Ant.	1.2	0.45	-152.2270	- 3,788.9704	-0.0029	0.0002	-4.1319E-05	2.4682E-06
	Post.			-6.0674	-0.3732	-0.0011	9.5254E-05	-2.8723E-05	1.5611E-06
21.5	Ant.	1.2	0.45	-182.0091	- 361,647.61 59	-0.0033	0.0003	-5.8355E-05	3.3282E-06
	Post.			-6.0674	-0.3732	-0.0011	9.5254E-05	-2.8723E-05	1.5611E-06
22	Ant.	1.2	0.45	1,400.8132	499.9714	-0.0028	0.0002	-4.912E-05	3.0176E-06
	Post.			-6.0674	-0.3732	-0.0011	9.5254E-05	-2.8723E-05	1.5611E-06
22.5	Ant.	1.2	0.45	234.7048	499.9714	-0.0025	0.0001	-3.9724E-05	2.5863E-06
	Post.			-6.0674	-0.3732	-0.0011	9.5254E-05	-2.8723E-05	1.5611E-06
23	Ant.	1.2	0.45	119.6339	542.8327	-0.0027	0.0002	-4.2923E-05	2.7471E-06
	Post.			-6.0674	-0.3732	-0.0011	9.5254E-05	-2.8723E-05	1.5611E-06
23.5	Ant.	1.2	0.45	75.7704	222.3910	-0.0028	0.0002	-4.1273E-05	2.5735E-06

(continuación)

	Post.			-6.0674	-0.3732	-0.0011	9.5254E-05	-2.8723E-05	1.5611E-06
24	Ant.	1.2	0.45	64.0352	26.5595	-0.0025	0.00012	-3.8891E-05	2.7603E-06
	Post.			-6.0674	-0.3732	-0.0011	9.5254E-05	-2.8723E-05	1.5611E-06
24.5	Ant.	1.2	0.45	56.3231	325	-0.0020	-9.966E-05	-2.4244E-05	2.7546E-06
	Post.			-6.0625	-0.3735	-0.0011	9.5284E-05	-2.8718E-05	1.5621E-06
25.5	Ant.	1.2	0.45	42.0000	175.8434	-0.0010	3.8248E-05	-6.134E-05	4.1504E-06
	Post.			-5.9553	-1.6110	0.0003	-1.3304E-05	-4.5210E-05	3.0716E-06
26	Ant.	1.2	0.45	42.0000	176.9004	-0.0015	3.6653E-05	-6.0126E-05	3.7168E-06
	Post.			-5.8051	-1.7452	-0.0003	-3.1379E-05	-4.0827E-05	2.3503E-06
26.5	Ant.	1.2	0.45	42.0000	165	-0.0007	-3.8090E-05	-7.3157E-05	5.4138E-06
	Post.			-5.6959	-2.1823	-0.0001	-6.2260E-05	-4.9226E-05	3.1986E-06
27	Ant.	1.2	0.45	42.0000	190.8861	0.0001	-0.0001	-7.5315E-05	5.6927E-06
	Post.			-5.5694	-3.0004	0.0002	-0.0002	-4.9516E-05	3.7093E-06
27.5	Ant.	1.2	0.45	42.0000	180	0.0029	-0.0010	3.6918E-05	4.0249E-07

(continuación)

	Post.			-5,4228	-9,6203	-0,0016	-0,0005	2,5112E-05	-2,9276E-07
28	Ant.	1,2	0,45	17,0000	29,8	-0,0003	-0,0003	-6,9101E-06	5,0698E-07
	Post.			-6,6554	-3,6216	3,0171E-05	3,6950E-05	-4,5579E-05	3,5767E-06
28,5	Ant.	1,2	0,45	17,0000	30,6721	-0,0016	-0,0002	-1,4514E-05	3,0153E-07
	Post.			-6,4311	-2,0869	-0,0003	3,0507E-05	-4,4056E-05	3,1068E-06
29	Ant.	1,2	0,45	17,0000	30,8740	-0,0004	-0,0003	8,9162E-07	-2,3361E-07
	Post.			-6,2959	-2,4389	0,0008	-0,0002	-9,8752E-06	1,6458E-06
29,5	Ant.	1,2	0,45	16,2100	27,7786	-0,0014	-0,0002	-5,5401E-06	-5,3526E-07
	Post.			-6,2071	-2,3782	-0,0001	-1,7481E-05	-3,5970E-05	2,5057E-06
30	Ant.	1,2	0,45	15,0196	23,6439	-0,0006	-0,0002	-5,6338E-06	-5,4174E-07
	Post.			-6,2373	-3,6459	0,0003	-2,6967E-05	-4,2032E-05	3,3649E-06

Tabla 1: Coeficientes para Varias Realizaciones de LJO DAD

El rendimiento de una LIO DAD se compara con una LIO monofocal existente que esté configurada para proporcionar una buena calidad de imagen en el eje. La comparación del rendimiento de la LIO DAD y la LIO monofocal existente se basó en las tres métricas siguientes: MTF en el eje, astigmatismo fuera del eje y VA periférica simulada.

Las Figuras 9A y 9B ilustran la comparación de la función de transferencia de módulo (MTF) en el eje para una LIO DAD y una LIO monofocal existente (denominada en la presente ZCB) que está configurada para proporcionar una buena calidad de imagen en el eje. La MTF en el eje se obtuvo con una pupila de entrada de 5 mm para luz verde y blanca respectivamente. En referencia a la Figura 9A, la curva 1105 ilustra la MTF en el eje para la lente ZCB y la curva 1110 ilustra la MTF en el eje para la LIO DAD. En referencia a la Figura 9B, la curva 1115 ilustra la MTF en el eje para la lente ZCB y la curva 1120 ilustra la MTF en el eje para la LIO DAD rediseñada. El rendimiento de la MTF en el eje de la LIO DAD es comparable (por ejemplo, sustancialmente idéntico) al rendimiento de la MTF en el eje de la lente ZCB.

Las Figuras 10A y 10B ilustran la comparación de la función de transferencia de módulo (MTF) en el eje para una LIO DAD y la lente ZCB. La MTF en el eje se obtuvo con una pupila de entrada de 3 mm para luz verde y blanca respectivamente. En referencia a la Figura 10A, la curva 1205 ilustra la MTF en el eje para la lente ZCB y la curva 1210 ilustra la MTF en el eje para la LIO DAD. En referencia a la Figura 10B, la curva 1215 ilustra la MTF en el eje para la lente ZCB y la curva 1220 ilustra la MTF en el eje para la LIO DAD. El rendimiento de la MTF en el eje de la LIO DAD es comparable (por ejemplo, sustancialmente idéntico) al rendimiento de la MTF en el eje de la lente ZCB.

En las Figura 11A y 11B se representa el astigmatismo simulado fuera del eje. La Figura 11A es un gráfico que representa el astigmatismo simulado fuera del eje para dos LIO diferentes en ángulos de campo visual de 20 grados y 30 grados. En la Figura 11A, la barra 1305 es la potencia astigmática fuera del eje de la lente ZCB en un ángulo de campo visual de aproximadamente 20 grados, la barra 1310 es la potencia astigmática fuera del eje de la LIO DAD en un ángulo de campo visual de aproximadamente 20 grados, la barra 1315 es la potencia astigmática fuera del eje de la lente ZCB en un ángulo de campo visual de aproximadamente 30 grados, y la barra 1320 es la potencia astigmática fuera del eje de la LIO DAD en un ángulo de campo visual de aproximadamente 30 grados. En la Figura 11A se observa, que la LIO DAD junto con el sistema visual humano (incluyendo la óptica de la córnea de un ojo medio) proporciona un astigmatismo periférico residual menor de aproximadamente 2,0 dioptrías en ángulos de campo visual de 20 grados y 30 grados. Se observa además que el astigmatismo periférico residual proporcionado por la combinación de la LIO DAD junto con el sistema visual humano (incluyendo la óptica de la córnea de un ojo medio) es aproximadamente la mitad del astigmatismo periférico residual proporcionado por la combinación de la lente ZCB junto con el sistema visual humano (incluyendo la óptica de la córnea de un ojo medio). Sin suscribir ninguna teoría en particular, el astigmatismo periférico residual es una diferencia en dioptrías entre los picos tangencial y sagital que los optometristas denominan "C".

Aunque el astigmatismo periférico es una de las fuentes de aberración fuera del eje, no describe completamente la calidad de imagen periférica fuera del eje. Otras aberraciones periféricas como el desenfoque periférico, el coma y otras aberraciones de orden superior también pueden degradar la calidad de la imagen. Por lo tanto, para caracterizar la calidad visual periférica se usa una métrica que se basa en el área bajo la MTF para frecuencias espaciales hasta el corte neuralmente relevante. El área bajo la MTF puede correlacionarse con la agudeza visual en el eje. El área se convierte entonces en un valor dióptrico equivalente, que se convierte en una puntuación de pérdida de VA en logMAR con un factor de 0,15. La Figura 11B es un gráfico que representa la ganancia de agudeza visual para la LIO ZCB (representada por la curva 1325) y una LIO DAD (representada por la curva 1330) para diferentes ángulos de campo visual. Se observa que la LIO DAD (representada por la curva 1330) tiene una ganancia de agudeza visual de aproximadamente 0,3 sobre la LIO ZCB en un ángulo de campo visual de aproximadamente 25 grados y una ganancia de agudeza visual de aproximadamente 0,1 sobre la LIO ZCB en un ángulo de campo visual de aproximadamente 20 grados. Por consiguiente, un paciente con DMAE puede tener una mejora considerable en la calidad de la imagen visual en una localización retiniana periférica cuando se implanta con la LIO DAD en comparación con cuando se implanta con la lente ZCB. Además, la LIO DAD puede tener una reflectividad de la superficie anterior reducida.

Como se ha analizado en la presente, la corrección de las aberraciones y/o errores refractivos periféricos puede mejorar la visión periférica. Por ejemplo, los pacientes con DMAE pueden beneficiarse de la corrección de las aberraciones y/o errores refractivos periféricos. Las Figuras 12A-12D muestran una comparación de la esfera media, el cilindro, la aberración esférica y el total de errores cuadráticos medios de orden superior para la lente ZCB (representada por bloques sólidos) y una LIO DAD (representada por bloques sombreados) en función del ángulo visual. De las Figuras 12A y 12B se observa que la LIO DAD (representada por bloques sombreados) tiene valores reducidos de la esfera media y el cilindro en ángulos visuales correspondientes a 10, 20 y 30 grados en comparación con la LIO ZCB (representada por bloques sólidos). En la Figura 12C se observa que la aberración esférica central así como la periférica (en ángulos visuales correspondientes a 10, 20 y 30 grados) para la LIO DAD (representada por bloques sombreados) es sustancialmente similar a la aberración esférica central así como a la periférica (en ángulos visuales correspondientes a 10, 20 y 30 grados) para la LIO ZCB. En la Figura 12D se observa que el total de errores cuadráticos medios de orden superior para la LIO ZCB en ángulos visuales correspondientes a 10, 20 y 30 grados es mayor que el total de errores cuadráticos medios de orden superior para la LIO DAD en ángulos visuales

correspondientes a 10, 20 y 30 grados. El total de errores cuadráticos medios de orden superior de la LIO ZCB para la visión central es comparable al total de errores cuadráticos medios de orden superior para la LIO DAD.

Por tanto, en comparación con una LIO monofocal existente configurada para proporcionar una buena calidad de imagen en el eje (denominada en la presente LIO ZCB), la LIO DAD puede ofrecer un rendimiento superior fuera del eje, a la vez que mantiene un rendimiento igual en el eje. Las LIO DAD analizadas en la presente pueden configurarse para que tengan una mayor tolerancia a un gran número de variables dependientes de la cirugía, así como a variables de población. Los principios de diseño analizados en la presente también pueden usarse para diseñar y fabricar una lente intraocular que proporcione agudeza visual para la visión foveal (o visión central), así como visión periférica (por ejemplo, para ángulos de campo visual de hasta 30 grados) similar a las LIO descritas en la Solicitud Provisional de Estados Unidos N° 62/385702 presentada el 9 de septiembre de 2016 titulada "Intraocular Lenses with Improved Central and Peripheral Vision".

La Figura 13 ilustra una LIO 1350 que está configurada para proporcionar una buena visión foveal así como una buena visión periférica. Este tipo de LIO puede usarse en pacientes que padecen glaucoma y/o DMAE. La LIO 1350 tiene una superficie anterior 1351 y una superficie posterior 1353. Las superficies anterior y posterior 1351 y 1353 están intersecadas por un eje óptico 1355. La LIO 1350 tiene un diseño de menisco biconvexo. La LIO 1350 puede configurarse para tener un diseño doble esférico (DAD). Por consiguiente, varias características/parámetros de la LIO 1350 pueden ser similares a las LIO DAD analizadas anteriormente. Adicionalmente, las LIO DAD analizadas anteriormente pueden tener características/parámetros similares a la LIO 1350 que se analiza a continuación.

La LIO 1350 puede configurarse de tal manera que la superficie posterior 1353 esté configurada para proporcionar la mayor parte de la potencia refractiva y la superficie anterior 1351 esté configurada para corregir la aberración esférica introducida por la superficie posterior 1353. En la LIO 1350, la superficie anterior 1351 y/o la superficie posterior 1353 pueden ser esféricas. En tales LIO, la asfericidad de la superficie posterior 1353 puede configurarse para introducir una cantidad significativa de aberración esférica en la superficie posterior. Por ejemplo, la superficie posterior 1353 puede configurarse para que tenga aberración esférica en el intervalo entre aproximadamente 0,5 μm y 1,3 μm (por ejemplo, 1,11 μm). Por consiguiente, la superficie anterior 1351 puede configurarse para tener una aberración esférica negativa en el intervalo entre aproximadamente -0,5 μm y -1,3 μm para corregir la aberración esférica introducida por la superficie posterior 1353 de tal manera que la aberración esférica residual total introducida por la LIO 1350 para una población normal de ojos esté en el intervalo entre 0,1 μm y -0,05 μm para una pupila de 5 mm. La asfericidad de la superficie anterior 1351 que corrige la aberración esférica introducida por la superficie posterior 1353 puede tener un gran impacto sobre la calidad de imagen periférica. Por ejemplo, la asfericidad de la superficie positiva 1353 y de la superficie anterior 1351 puede ajustarse de tal manera que el valor medio de la aberración esférica residual total introducida por la LIO 1350 para una población normal de ojos pueda ser menor de aproximadamente 0,05 μm para una pupila de 5 mm.

La LIO 1350 puede configurarse para tener un factor de forma entre -2 y -0,9. Por ejemplo, el factor de forma de la LIO 1350 puede ser menor o igual que -0,9 y mayor que -1,0; menor o igual que -1,0 y mayor que -1,1; menor o igual que -1,1 y mayor que -1,2; menor o igual que -1,3 y mayor que -1,4; menor o igual que -1,5 y mayor que -1,6; menor o igual que -1,7 y mayor que -1,8; menor o igual que -1,8 y mayor que -1,9; menor o igual que -1,9 y mayor que -2,0. El factor de forma de la LIO 100 puede ajustarse ajustando una variedad de parámetros que incluyen, entre otros, la altura de la bóveda de la LIO 1350, la colocación de la LIO 1350 en el ojo, el grosor de la LIO 1350 a lo largo del eje óptico 1355, la curvatura de las superficies posterior y anterior de la LIO 1350 y/o la asfericidad de las superficies posterior y anterior de la LIO 1350. La altura de la bóveda de la LIO 1350 puede aumentarse en una cantidad entre 0 y aproximadamente 1,5 mm en comparación con las LIO estándar. Como se ha analizado anteriormente, la LIO 1350 puede abovedarse posteriormente hacia la retina por una distancia entre aproximadamente 0 mm y aproximadamente 1,5 mm en comparación con las LIO estándar. Por ejemplo, la LIO 1350 puede implantarse de tal manera que el plano principal de la LIO 1350 se desplace en una cantidad como, por ejemplo, aproximadamente 0,01 mm y aproximadamente 0,6 mm posteriormente desde el iris en comparación con la posición en la que se implanta una lente intraocular estándar (por ejemplo, una LIO de menisco). Como otro ejemplo, la LIO 1350 puede implantarse de tal manera que el plano principal de la LIO 1350 se desplace una distancia de aproximadamente 0,2 mm posteriormente desde el iris en comparación con la posición en la que se implanta una lente intraocular estándar. El abovedamiento de la LIO 1350 posteriormente hacia la retina puede dar como resultado un desplazamiento posterior del plano principal de la LIO 1350.

Cabe señalar que el desplazamiento del plano principal para la LIO 1350 puede lograrse mediante una variedad de métodos que incluyen, pero no se limitan a, la distribución de la potencia refractiva de tal manera que la mayor parte de la potencia refractiva sea proporcionada por la superficie posterior, desplazando físicamente la posición de la LIO 1350 y/o aumentando del grosor de la LIO 1350. La LIO 1350 puede tener un grosor que sea de aproximadamente 0,1 mm a aproximadamente 0,5 mm más grueso que el grosor de las LIO estándar. Por ejemplo, como se ha analizado anteriormente, el grosor central de la LIO 1350 puede estar en el intervalo entre aproximadamente 0,7 mm y aproximadamente 1,5 mm.

Como se ha analizado anteriormente, la curvatura de la superficie posterior 1353 de la LIO 1350 está

configurada de tal manera que la superficie posterior 1353 contribuye más a la potencia óptica refractiva total proporcionada por la LIO 1350 que la superficie anterior 1351. Por ejemplo, la curvatura de la superficie posterior 1353 puede configurarse para proporcionar una potencia óptica entre aproximadamente -20 dioptrías y +20 dioptrías. La curvatura de la superficie posterior 1353 y de la superficie anterior 1351 de la LIO 1350 puede configurarse de manera que la LIO 1350 tenga un factor de forma entre -2 y -0,9. La LIO 1350, cuando se implanta en un ojo humano normal, puede proporcionar un astigmatismo periférico residual de menos de aproximadamente 1,5 dioptrías en un ángulo de campo visual de aproximadamente 30 grados, en comparación con un astigmatismo periférico residual de aproximadamente 3,0 dioptrías en un ángulo de campo visual de aproximadamente 30 grados proporcionado por una LIO estándar actualmente disponible en el mercado cuando se implanta en el ojo humano normal. Sin suscribir ninguna teoría en particular, el astigmatismo periférico residual es una diferencia en dioptrías entre los picos tangencial y sagital que los optometristas denominan "C". Como otro ejemplo, la LIO 1350, cuando se implanta en un ojo humano normal, puede proporcionar un desenfoque periférico residual menor de aproximadamente 1,0 dioptrías en un ángulo de campo visual de aproximadamente 30 grados, en comparación con un desenfoque periférico residual de aproximadamente 1,5 dioptrías en un ángulo de campo visual de aproximadamente 30 grados proporcionado por una LIO estándar actualmente disponible en el mercado cuando se implanta en el ojo humano normal.

Las Figuras 14A-14E ilustran varios índices de mérito para una lente intraocular estándar y una LIO 1350 (como, por ejemplo, una LIO que tiene un factor de forma entre -2 y -0,9) configurada para proporcionar una visión periférica mejorada, así como una visión foveal mejorada. Los índices de mérito se obtuvieron realizando simulaciones de trazado de rayos usando modelos de ojos (por ejemplo, 11 modelos de ojos realistas) implantados con lentes que representan una LIO estándar (por ejemplo, una LIO esférica estándar con un factor de forma de aproximadamente 1,0 e implantada de tal manera que el plano principal se encuentra aproximadamente 1,3 mm por detrás del iris) y con una LIO 1350 (por ejemplo, una lente de menisco que tiene un factor de forma de aproximadamente -1,2 e implantada de tal manera que el plano principal se encuentra aproximadamente 2,4 mm por detrás del iris).

La Figura 14A ilustra el desenfoque periférico (M) para una LIO 1350 y una LIO estándar en función de la excentricidad. La Figura 14B ilustra el astigmatismo periférico residual proporcionado por una LIO 1350 en combinación con un sistema visual humano (incluyendo la óptica de la córnea de un ojo medio) y una LIO estándar en combinación con un sistema visual humano (incluyendo la óptica de la córnea de un ojo medio) en función de la excentricidad. La Figura 14C ilustra la aberración esférica (SA) para una LIO 1350 y una LIO estándar en función de la excentricidad. La Figura 14D ilustra el coma horizontal para una LIO 1350 y una LIO estándar en función de la excentricidad. La Figura 14E ilustra la raíz cuadrada media total (RMS) para una LIO 1350 y una LIO estándar como una función de excentricidad. Se observa que la LIO 1350 tiene una aberración esférica y una calidad de imagen foveal general similar a la de la LIO estándar. La magnitud del coma periférico de la LIO 1350 es aproximadamente similar a la de la LIO estándar, pero tiene el signo opuesto. Sin embargo, para la LIO 1350 el desenfoque periférico y el astigmatismo periférico residual para ángulos de campo visual de hasta ± 30 grados se reducen significativamente en comparación con la LIO estándar.

La LIO 1350 puede tener características ópticas similares a las características ópticas de otros diseños de lentes que están configurados para mejorar la calidad de la imagen periférica descrita en la Solicitud de Estados Unidos Nº 14/692,609 presentada el 21 de abril de 2015 publicada como Publicación de Estados Unidos Nº 2015/0320547. La LIO para glaucoma puede configurarse como una LIO de doble óptica o una LIO piggyback. La LIO 1350 puede configurarse como una lente de menisco, una lente biconvexa, una lente plano-convexa o cualquier otra forma posible. La LIO 1350 descrita en la presente puede combinarse con o reemplazar uno o más diseños de LIO configurados para mejorar la calidad de imagen periférica para pacientes con DMAE que se describen en las Solicitudes de Estados Unidos Nº 14/644101 (presentada el 10 de marzo de 2015, Publicada como Publicación de Estados Unidos Nº 2015/0265399); Nº 14/644110 (presentada el 10 de marzo de 2015, Publicada como Publicación de Estados Unidos Nº 2015/0265399); Nº 14/644107 (presentada el 10 de marzo de 2015, publicada como Publicación de Estados Unidos Nº 2015/0297342); Nº 14/849369 (presentada el 9 de septiembre de 2015) y Nº 14/644082 (presentada el 10 de marzo de 2015, publicada como Publicación de Estados Unidos Nº 2015/0250583).

Método de ejemplo para diseñar una LIO

En la FIG. 15 se ilustra un método de ejemplo de diseño de una LIO para corregir errores refractivos periféricos. El método 1500 incluye la recepción de mediciones oculares de un paciente como se muestra en el bloque 1501. Las mediciones oculares pueden ser obtenidas por un oftalmólogo usando instrumentos como un COAS o un biómetro que están actualmente disponibles en la práctica oftalmológica. Las mediciones oculares pueden incluir la longitud axial del ojo, la potencia corneal, la potencia refractiva que proporciona agudeza visual para la visión central, la presión intraocular, los errores refractivos periféricos medidos mediante una prueba de campos visuales y cualquier otra medición que pueda usarse para caracterizar la agudeza visual de un paciente para ángulos de campo de hasta ± 30 grados. Las mediciones oculares pueden incluir la obtención de la variación del astigmatismo periférico, el coma horizontal y la potencia óptica esférica en función del ángulo del campo visual.

Como se muestra en el bloque 1503, se determina un factor de forma inicial de una LIO que proporciona una buena agudeza visual para la visión central. El factor de forma inicial puede ser similar al factor de forma de una LIO

estándar adecuada actualmente disponible que proporcionaría una buena visión foveal para el paciente. El factor de forma inicial puede ajustarse iterativamente para optimizar los errores refractivos periféricos para ángulos de campo visual de hasta +30- grados sin disminuir significativamente la agudeza visual para la visión central para determinar un factor de forma final como se muestra en el bloque 1505. El ajuste del factor de forma inicial puede incluir el ajuste de una curvatura de las superficies de la LIO, el ajuste de la asfericidad de las superficies de la LIO, el ajuste de un grosor central de la LIO, el ajuste de una colocación de la LIO en el ojo. El factor de forma final puede determinarse colocando un modelo de la LIO que tenga el factor de forma inicial en un ojo modelo y ajustando uno o más parámetros (por ejemplo, grosor, curvatura y/o asfericidad de las superficies, forma, etc.) de la LIO modelo hasta que los errores periféricos residuales (por ejemplo, desenfoque y astigmatismo) para ángulos de campo visual de hasta +30- grados estén por debajo de un valor umbral. Por ejemplo, el factor de forma final determinado de la LIO puede proporcionar un astigmatismo periférico residual menor de 1,5 dioptrías en un ángulo de campo visual de aproximadamente 30 grados en comparación con un astigmatismo periférico residual de aproximadamente 3,0 dioptrías en un ángulo de campo visual de aproximadamente 30 grados proporcionado por una lente que tenga el factor de forma inicial. Como otro ejemplo, el factor de forma final determinado de la LIO puede proporcionar un desenfoque periférico residual menor de 1,0 dioptrías en un ángulo de campo visual de aproximadamente 30 grados en comparación con un desenfoque periférico residual de aproximadamente 1,5 dioptrías en un ángulo de campo visual de aproximadamente 30 grados proporcionado por una lente que tiene el factor de forma inicial.

El astigmatismo periférico puede ser independiente de las entradas biométricas del paciente. Por consiguiente, la determinación del factor de forma final de la LIO que da como resultado una distribución de potencia óptica que corrige el astigmatismo periférico puede ser independiente de las entradas biométricas del paciente. El factor de forma final de la LIO puede configurarse para corregir el astigmatismo periférico proporcionando una potencia cilíndrica adicional que compense el astigmatismo periférico sólo en ciertos ángulos específicos del campo visual (por ejemplo, +15 grados, +20 grados, +25 grados, +30 grados). Alternativamente, el factor de forma final de la LIO puede configurarse para corregir el astigmatismo periférico proporcionando una potencia cilíndrica adicional que compense el astigmatismo periférico en todos los ángulos del campo visual en un intervalo angular (por ejemplo, entre +15 grados, entre +20 grados, entre +25 grados, entre +30 grados). El factor de forma final de la LIO puede configurarse para corregir el desenfoque sólo en ciertos ángulos específicos del campo visual (por ejemplo, +15 grados, +20 grados, +25 grados, +30 grados). Alternativamente, el factor de forma final de la LIO puede configurarse para corregir el desenfoque en todos los ángulos del campo visual en un intervalo angular (por ejemplo, entre +15 grados, entre +20 grados, entre +25 grados, entre +30 grados).

El método de diseño de una LIO para corregir errores refractivos periféricos puede implementarse mediante un sistema informático 1600 ilustrado en la Figura 16. El sistema incluye un procesador 1602 y una memoria legible por ordenador 1604 acoplada al procesador 1602. La memoria legible por ordenador 1604 tiene almacenada en la misma una matriz de valores ordenados 1608 y secuencias de instrucciones 1610 que, cuando son ejecutadas por el procesador 1602, hacen que el procesador 1602 realice ciertas funciones o ejecute ciertos módulos. Por ejemplo, puede ejecutarse un módulo que está configurado para seleccionar una lente oftálmica o una potencia óptica de la misma que proporcionaría agudeza visual para la visión central y ajustar iterativamente varios parámetros de la lente que reducirían los errores refractivos periféricos, incluyendo pero no limitados a desenfoque y astigmatismo.

La matriz de valores ordenados 1608 puede comprender, por ejemplo, una o más dimensiones oculares de un ojo o pluralidad de ojos de una base de datos, un resultado refractivo deseado, parámetros de un modelo ocular basado en una o más características de por lo menos un ojo, y datos relacionados con una LIO o conjunto de LIO como una potencia, un perfil asférico, y/o un plano de lente. La secuencia de instrucciones 1610 incluye determinar una posición de una LIO, realizar uno o más cálculos para determinar un resultado refractivo previsto basado en un modelo de ojo y un algoritmo de trazado de rayos, comparar un resultado refractivo previsto con un resultado refractivo deseado y, basándose en la comparación, repetir el cálculo con una LIO que tenga por lo menos una de una potencia diferente, un diseño diferente y/o una localización de LIO diferente.

El sistema informático 1600 puede ser un ordenador de sobremesa o portátil de propósito general o puede comprender hardware configurado específicamente para realizar los cálculos deseados. El sistema informático 1600 está configurado para acoplarse electrónicamente a otro dispositivo, como una consola de facoemulsificación o uno o más instrumentos para obtener mediciones de un ojo o de una pluralidad de ojos. Alternativamente, el sistema informático 1600 es un dispositivo portátil que puede adaptarse para acoplarse electrónicamente a uno de los dispositivos que se acaban de enumerar. Alternativamente, el sistema informático 1600 es, o forma parte de, un planificador refractivo configurado para proporcionar una o más lentes intraoculares adecuadas para su implantación basándose en las características físicas, estructurales y/o geométricas de un ojo, y basándose en otras características de un paciente o del historial del paciente, como la edad de un paciente, el historial médico, el historial de procedimientos oculares, las preferencias vitales y similares.

El sistema 1600 puede incluir o formar parte de un sistema de facoemulsificación, un sistema de tratamiento láser, un instrumento de diagnóstico óptico (por ejemplo, un autorrefractor, un aberrómetro y/o un topógrafo corneal, o similares). Por ejemplo, la memoria legible por ordenador 1604 puede contener adicionalmente instrucciones para controlar la pieza de mano de un sistema de facoemulsificación o un sistema quirúrgico similar. Adicional o

alternativamente, la memoria legible por ordenador 1604 puede contener adicionalmente instrucciones para controlar o intercambiar datos con un autorrefractor, aberrómetro, tomógrafo y/o topógrafo, o similares.

El sistema 1600 puede incluir o formar parte de un planificador refractivo. El planificador refractivo puede ser un sistema para determinar una o más opciones de tratamiento para un sujeto basándose en parámetros como la edad del paciente, el historial familiar, preferencias de visión (por ejemplo, visión cercana, intermedia, lejana), tipo/nivel de actividad, procedimientos quirúrgicos anteriores.

Un elemento óptico acromático o una superficie acromática como los descritos en la presente pueden integrarse con otras LIO que mejoran la visión periférica que se describen en la Solicitud de Estados Unidos N° 14/692.609 presentada el 21 de abril de 2015 y publicada como Publicación de Estados Unidos N° 2015/0320547. Un elemento óptico acromático o una superficie acromática como los descritos en la presente pueden integrarse con los varios diseños de LIO configurados para que mejoren la calidad de la imagen periférica para pacientes con DMAE que se describen en las Solicitud de Estados Unidos N° 14/644101 (presentada el 10 de marzo de 2015, Publicada como Publicación de Estados Unidos N° 2015/0265399); N° 14/644110 (presentada el 10 de marzo de 2015, Publicada como Publicación de Estados Unidos N° 2015/0297342); N° 14/644107 (presentada el 10 de marzo de 2015, publicada como Publicación de Estados Unidos N° 2015/0297342); N° 14/849369 (presentada el 9 de septiembre de 2015) y N° 14/644082 (presentada el 10 de marzo de 2015, publicada como Publicación de Estados Unidos N° 2015/0250583).

La altura del escalón del perfil acromático puede ajustarse para optimizar el rendimiento en la región periférica de interés para ayudar a los pacientes con DMAE. La altura del escalón puede reducirse en un factor del coseno del ángulo del punto retiniano preferido, para tener en cuenta la incidencia oblicua.

El tamaño de la zona acromática puede limitarse a partes de la pupila, dejando al mismo tiempo algunas partes de la pupila libres del elemento óptico acromático para proporcionar una región despejada para ver o inspeccionar la retina. El elemento óptico acromático puede configurarse de tal manera que las partes centrales del acromático contribuyan al rendimiento en el eje y las partes periféricas del acromático contribuyan al rendimiento fuera del eje.

Varias lentes y acromáticos pueden comprender un material que bloquee partes específicas del espectro. Por ejemplo, las lentes y los acromáticos pueden incluir un material que puede bloquear la luz azul potencialmente inductora de DMAE. La longitud de onda pico seleccionada para el diseño de varias lentes y acromáticos puede basarse en el material usado para fabricar las lentes y acromáticos. Por ejemplo, si las lentes y los acromáticos comprenden un material que puede bloquear la luz azul potencialmente inductora de DMAE, la longitud de onda de diseño puede seleccionarse para que sea mayor de 550 nm, para optimizar la cantidad de luz en el foco de primer orden.

También pueden usarse varios conceptos, sistemas y métodos descritos en la presente en pacientes sin DMAE que deseen mejorar la visión periférica a la vez que obtienen una visión superior en el eje.

Como se usa en la presente, el término "procesador" se refiere de manera amplia a cualquier dispositivo, bloque lógico, módulo, circuito o combinación de elementos adecuados para ejecutar instrucciones. Por ejemplo, el procesador 1602 puede incluir cualquier microprocesador convencional de propósito general de un único o de múltiples chips, como un procesador Pentium®, un procesador MIPS®, un procesador Power PC®, un procesador AMD®, un procesador ARM o un procesador ALPHA®. Además, el procesador 302 puede incluir cualquier microprocesador convencional de propósito especial, como un procesador de señales digitales. Los varios bloques lógicos, módulos y circuitos ilustrativos descritos en la presente pueden implementarse o ejecutarse con un procesador de propósito general, un procesador de señales digitales (DSP), un circuito integrado de aplicación específica (ASIC), una matriz de puertas programables en campo (FPGA) u otro dispositivo lógico programable, lógica de puertas o transistores discretos, componentes de hardware discretos o cualquier combinación de los mismos diseñados para realizar las funciones descritas en la presente. El procesador 1602 puede implementarse como una combinación de dispositivos informáticos, por ejemplo, una combinación de un DSP y un microprocesador, una pluralidad de microprocesadores, uno o más microprocesadores junto con un núcleo DSP, o cualquier otra configuración de este tipo.

La memoria legible por ordenador 1604 puede referirse a circuitos electrónicos que permiten almacenar y recuperar información, típicamente datos informáticos o digitales. La memoria legible por ordenador 1604 puede referirse a dispositivos o sistemas externos, por ejemplo, unidades de disco o unidades de estado sólido. La memoria legible por ordenador 1604 también puede referirse a almacenamiento semiconductor rápido (chips), por ejemplo, Memoria de Acceso Aleatorio (RAM) o varias formas de Memoria de Sólo Lectura (ROM), que están directamente conectadas al bus de comunicación o al procesador 1602. Otros tipos de memoria incluyen la memoria de burbuja y la memoria de núcleo. La memoria legible por ordenador 1604 puede ser hardware físico configurado para almacenar información en un medio no transitorio.

Los métodos y los procesos descritos en la presente pueden incorporarse en, y automatizarse parcial o totalmente a través de, módulos de código de software ejecutados por uno o más ordenadores de propósito general

y/o especial. La palabra "módulo" puede referirse a la lógica incorporada en hardware y/o firmware, o a una colección de instrucciones de software, posiblemente teniendo puntos de entrada y salida, escritos en un lenguaje de programación, como, por ejemplo, C o C++. Un módulo de software puede compilarse y enlazarse en un programa ejecutable, instalarse en una biblioteca enlazada dinámicamente o escribirse en un lenguaje de programación interpretado como, por ejemplo, BASIC, Perl o Python. Se apreciará que los módulos de software pueden ser solicitados desde otros módulos o desde sí mismos, y/o pueden ser solicitados en respuesta a eventos detectados o interrupciones. Las instrucciones de software pueden incorporarse en firmware, como una memoria de sólo lectura programable y borrrable (EPROM). Se apreciará además que los módulos de hardware pueden comprender unidades lógicas conectadas, como compuertas y flip-flops, y/o pueden comprender unidades programables, como matrices de compuertas programables, circuitos integrados de aplicación específica, y/o procesadores. Los módulos descritos en la presente pueden implementarse como módulos de software, pero también pueden representarse en hardware y/o firmware. Además, aunque un módulo puede compilarse por separado, un módulo puede representar alternativamente un subconjunto de instrucciones de un programa compilado por separado, y puede no tener una interfaz disponible para otras unidades lógicas de programa.

Los módulos de código pueden implementarse y/o almacenarse en cualquier tipo de medio legible por ordenador u otro dispositivo de almacenamiento informático. En algunos sistemas, los datos (y/o metadatos) introducidos en el sistema, los datos generados por el sistema, y/o los datos usados por el sistema pueden almacenarse en cualquier tipo de repositorio de datos informáticos, como una base de datos relacional y/o un sistema de archivos planos. Cualquiera de los sistemas, métodos y procesos descritos en la presente puede incluir una interfaz configurada para permitir la interacción con usuarios, operadores, otros sistemas, componentes, programas, y demás.

REIVINDICACIONES

1. Una lente intraocular configurada para mejorar la visión del ojo de un paciente, la lente intraocular comprendiendo:

5 una óptica (100) que comprende:

una primera superficie (105) que tiene una primera curvatura; y
una segunda superficie (107) opuesta a la primera superficie (105), la segunda superficie (107) teniendo una
segunda curvatura mayor que la primera curvatura, la primera superficie (105) y la segunda superficie (107)
10 intersecadas por un eje óptico (109);

en donde la óptica (100) está configurada para enfocar la luz incidente a lo largo de una dirección paralela al eje
óptico en la fovea para producir una imagen foveal funcional,

15 en donde la óptica (100) está configurada para enfocar la luz incidente sobre el ojo del paciente en un ángulo
oblicuo con respecto al eje óptico en una localización retiniana periférica dispuesta a una distancia de la fovea, la
localización retiniana periférica teniendo una excentricidad entre 1 y 30 grados con respecto al eje óptico,
en donde la óptica es una lente de menisco con un vértice curvado hacia el interior desde los bordes de la óptica;
en donde la calidad de la imagen en la localización retiniana periférica se mejora reduciendo por lo menos una
aberración óptica en la localización retiniana periférica;
20 y caracterizada por
un perfil acromático dispuesto en la primera superficie.

2. La lente intraocular de la reivindicación 1, en donde el ángulo oblicuo está comprendido entre aproximadamente 1
grado y aproximadamente 30 grados.

25 3. La lente intraocular de la reivindicación 1, en donde la por lo menos una aberración óptica se selecciona del grupo
que consiste en desenfoque, astigmatismo periférico y coma.

30 4. La lente intraocular de la reivindicación 1, en donde la primera o la segunda superficie comprende una pluralidad
de características ópticas que están configuradas para reducir la por lo menos una aberración óptica.

5. La lente intraocular de la reivindicación 1, en donde la óptica tiene un grosor de entre aproximadamente 0,3 mm y
aproximadamente 2,0 mm.

35 6. La lente intraocular de la reivindicación 1, en donde la óptica está configurada para mejorar la calidad de la imagen
en la localización retiniana periférica ajustando un factor de forma de la óptica que reduce la por lo menos una
aberración óptica.

40 7. La lente intraocular de la reivindicación 7, en donde el factor de forma de la óptica se ajusta ajustando un parámetro
de la óptica, el parámetro seleccionado del grupo que consiste en una curvatura de la primera o la segunda superficie,
una posición axial de la óptica con respecto a la retina y un grosor de la óptica.

8. La lente intraocular de la reivindicación 5 o 7, en donde el factor de forma de la óptica está comprendido entre -1 y
-3.

45

50

55

60

65

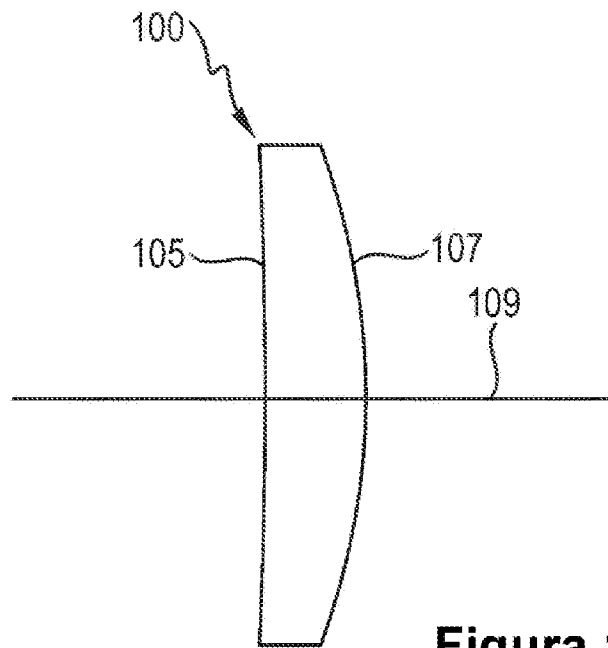
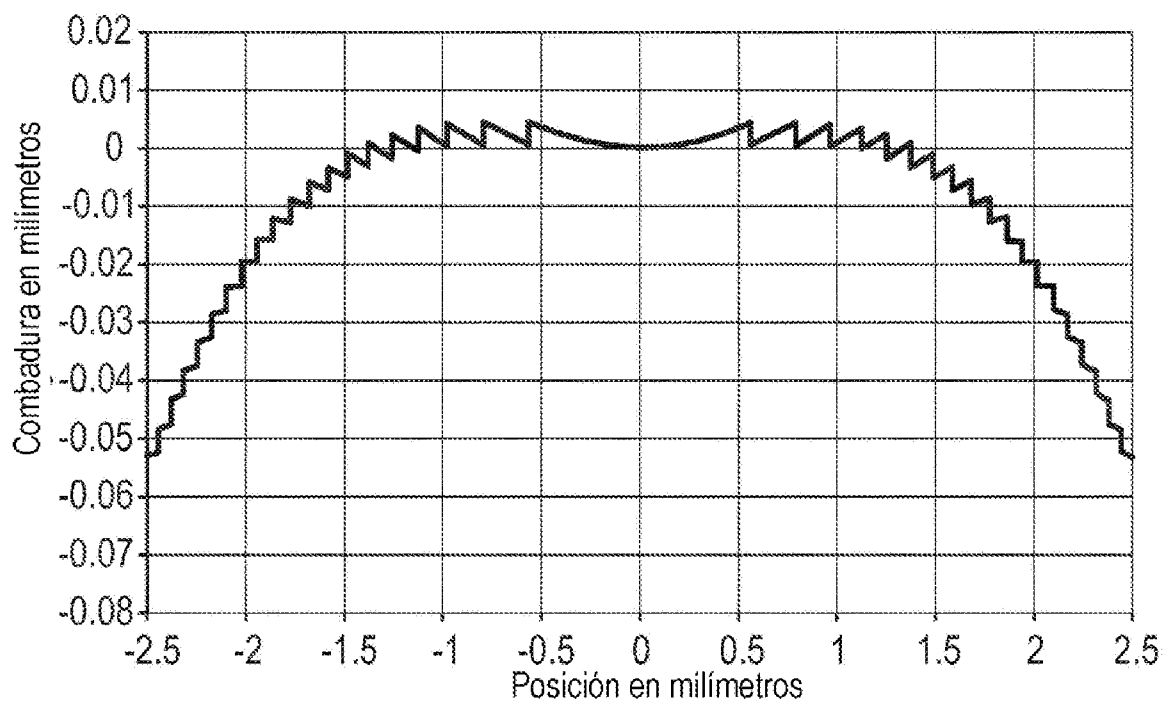


Figura 1



3/3/2016
 Superficie 5: Tens anterior
 Las unidades son milímetros
 Anchura - 5. Descentro x -0. y - 0 milímetros.
 Sección transversal está orientada en un ángulo de 0 grados

Zemax
 OpticStudio 14.2 SP3

Configuración 1 de 19

Figura 2

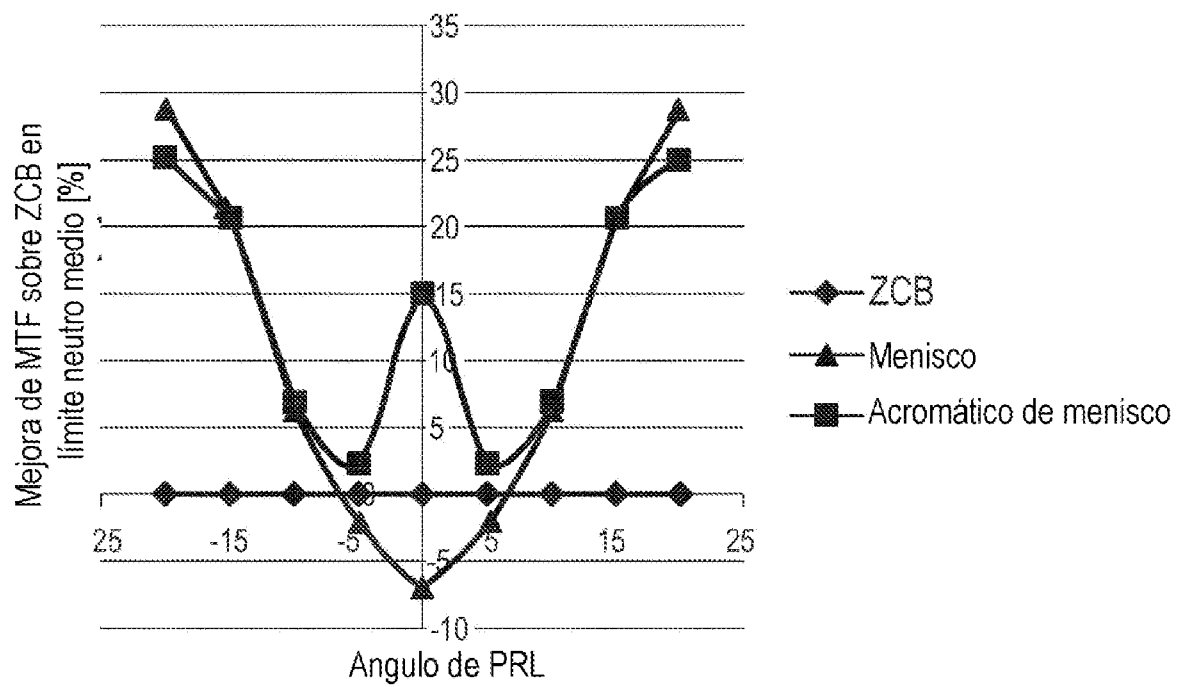
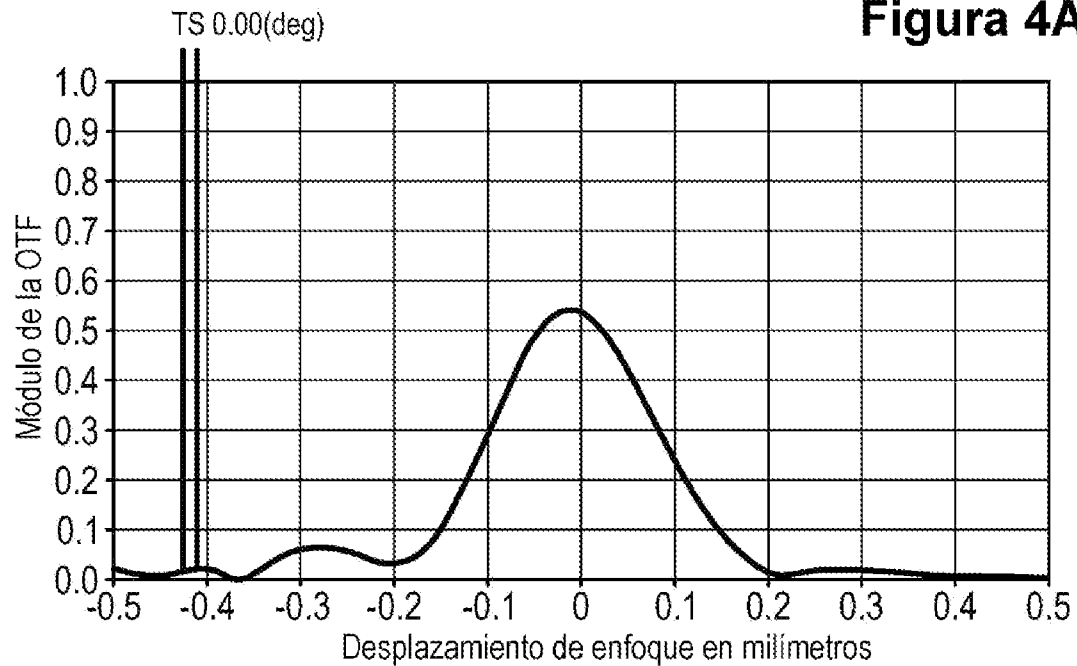


Figura 3

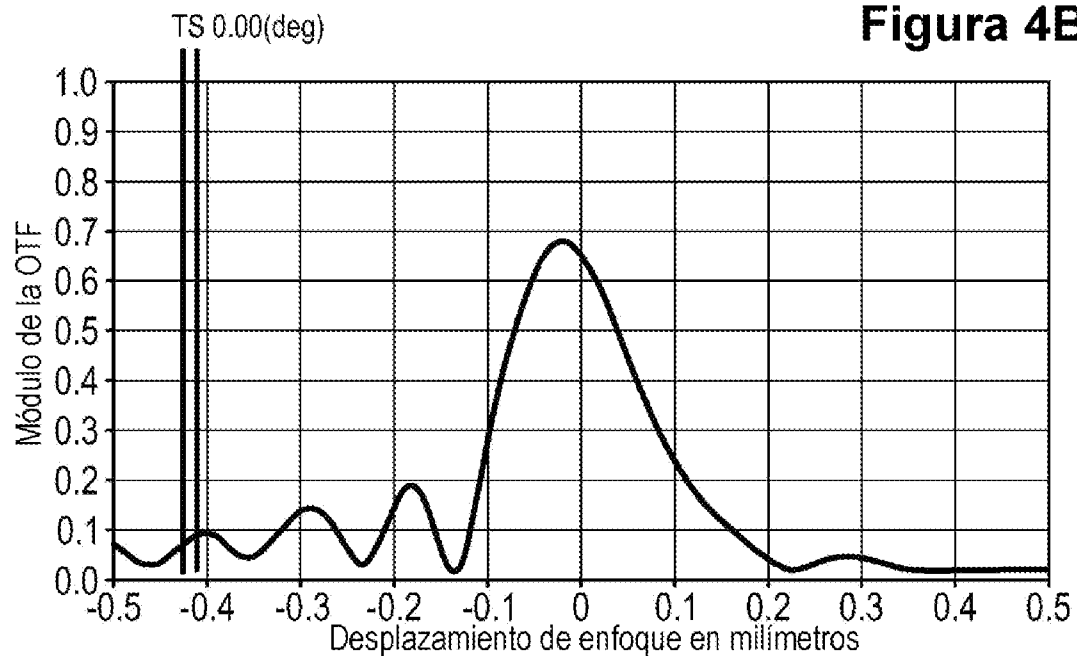
Figura 4A

Difracción policromática a través de MTF de enfoque

1/22/2016

Datos para 0.4400 a 0.6400 μm

Frecuencia espacial: 50.0000 ciclos por mm.

Zemax
OpticStudio 14.2 SP3BAD 20 D.zmx
Configuración 1 de 19**Figura 4B**

Difracción policromática a través de MTF de enfoque

1/22/2016

Datos para 0.4400 a 0.6400 μm

Frecuencia espacial: 50.0000 ciclos por mm.

Zemax
OpticStudio 14.2 SP3BAD 20 D.zmx
Configuración 1 de 19

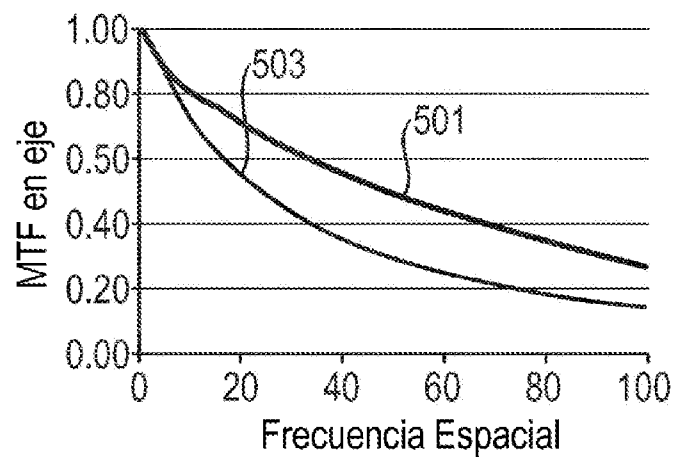


Figura 5A

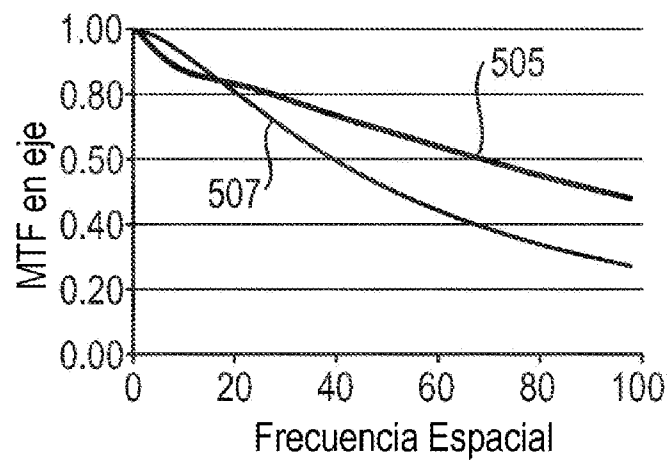


Figura 5B

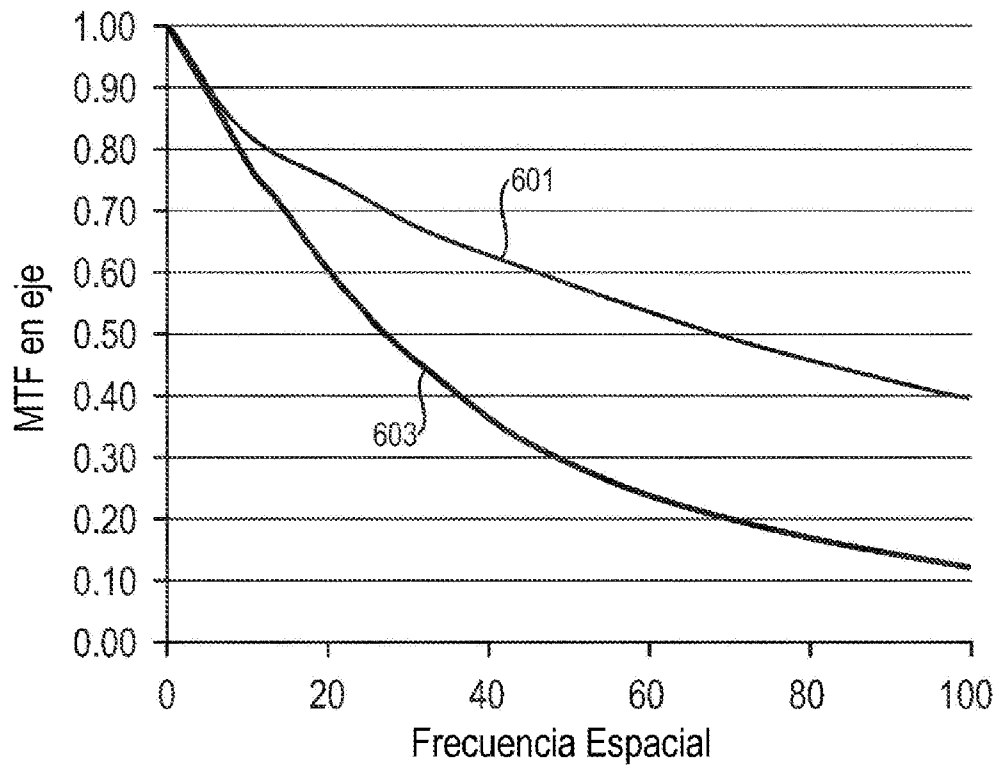


Figura 6A

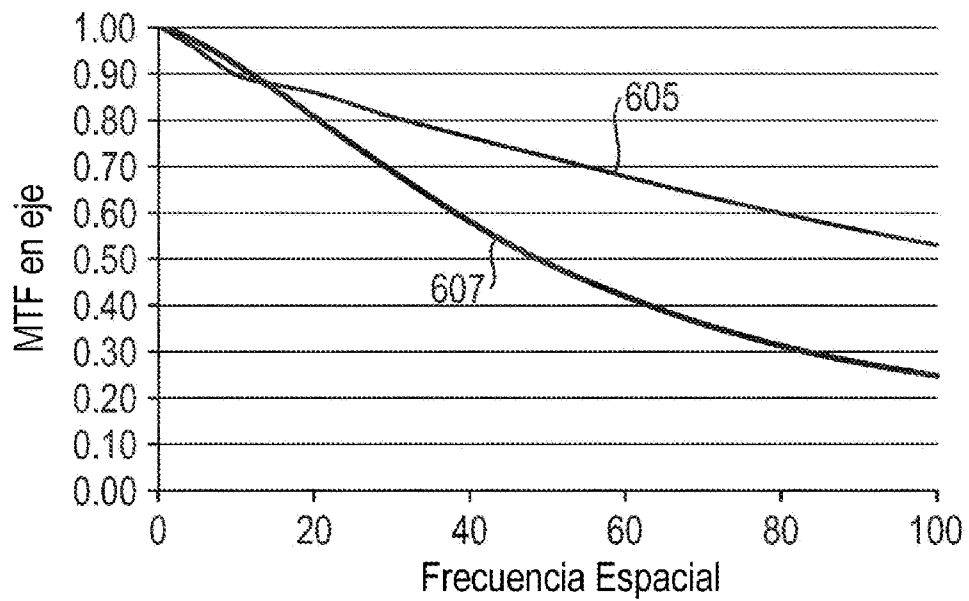


Figura 6B

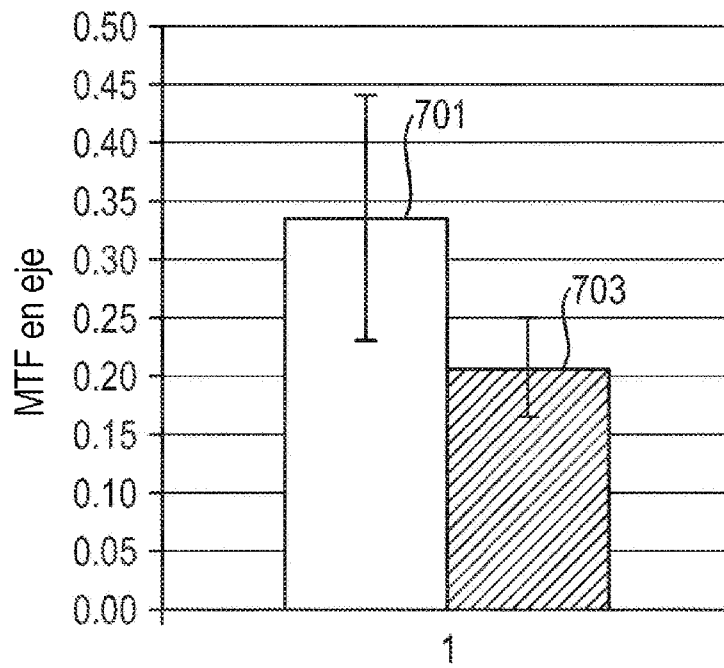


Figura 7A

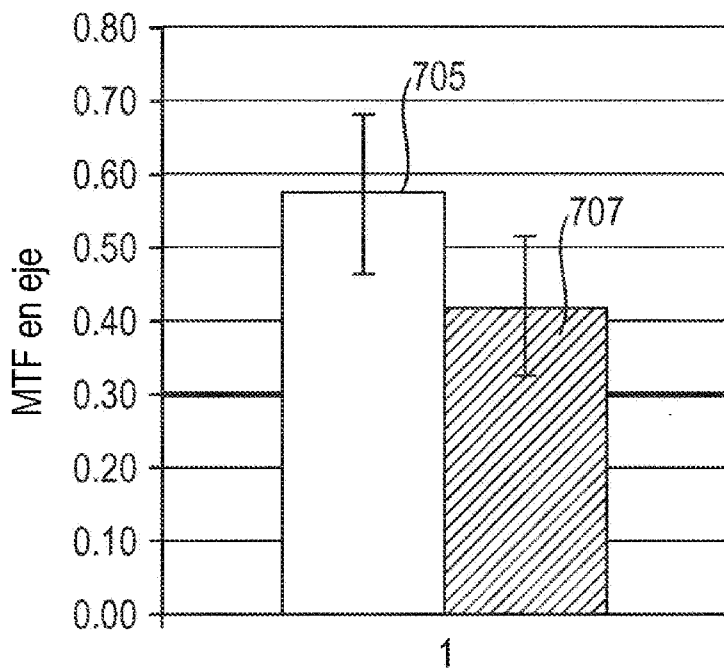


Figura 7B

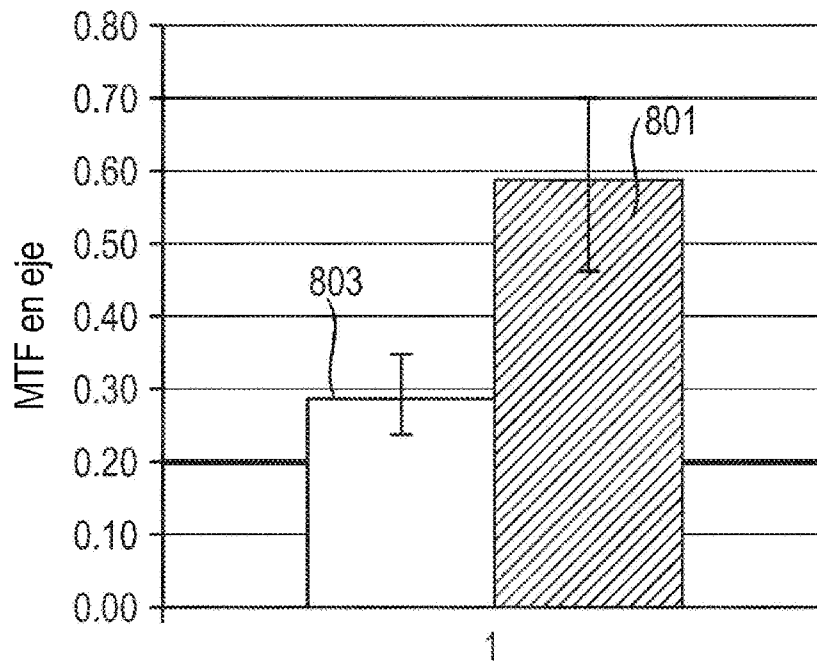


Figura 8A

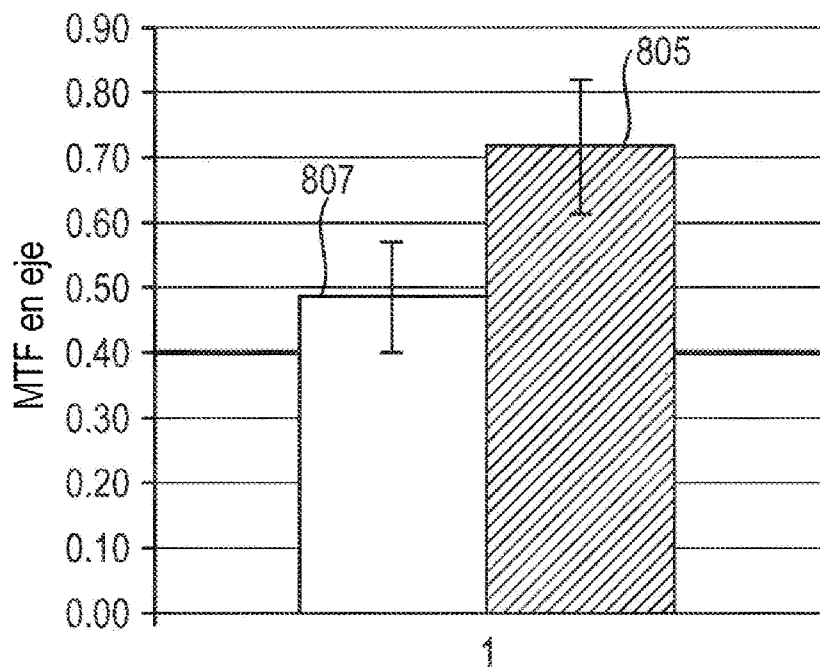


Figura 8B

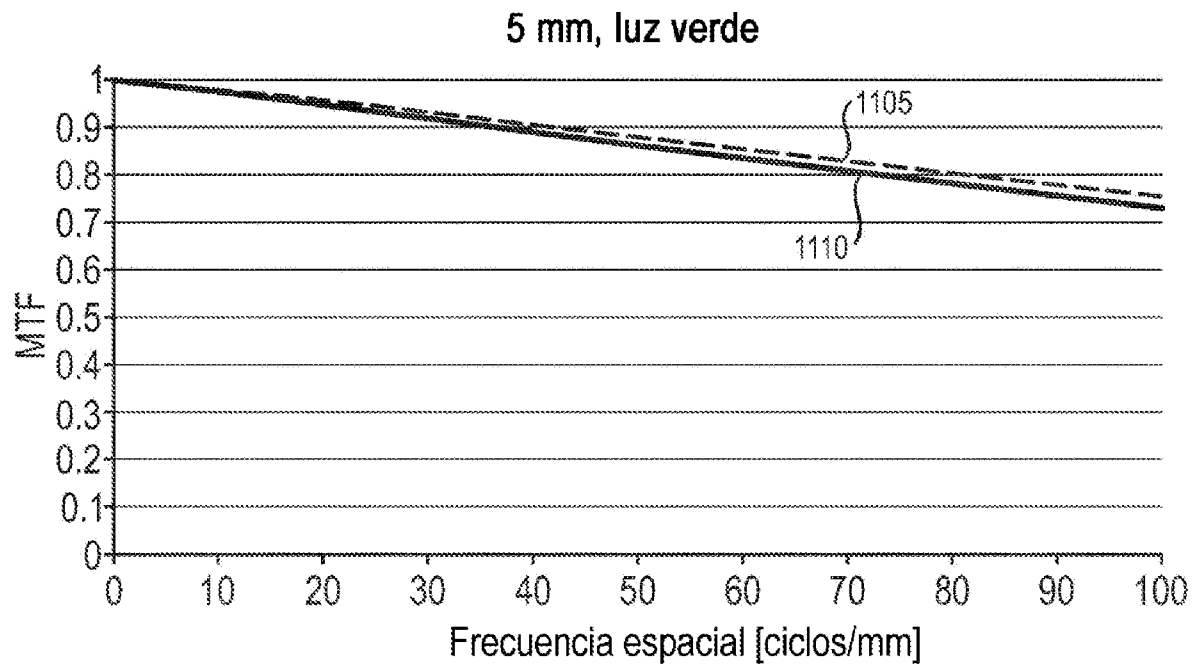


Figura 9A

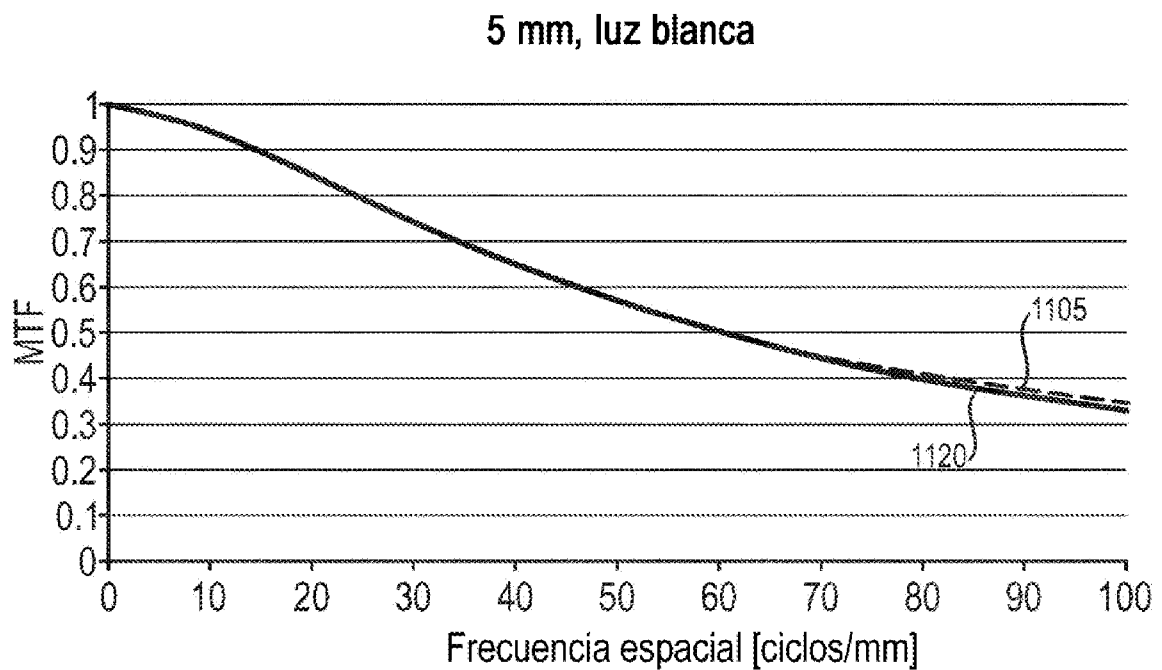


Figura 9B

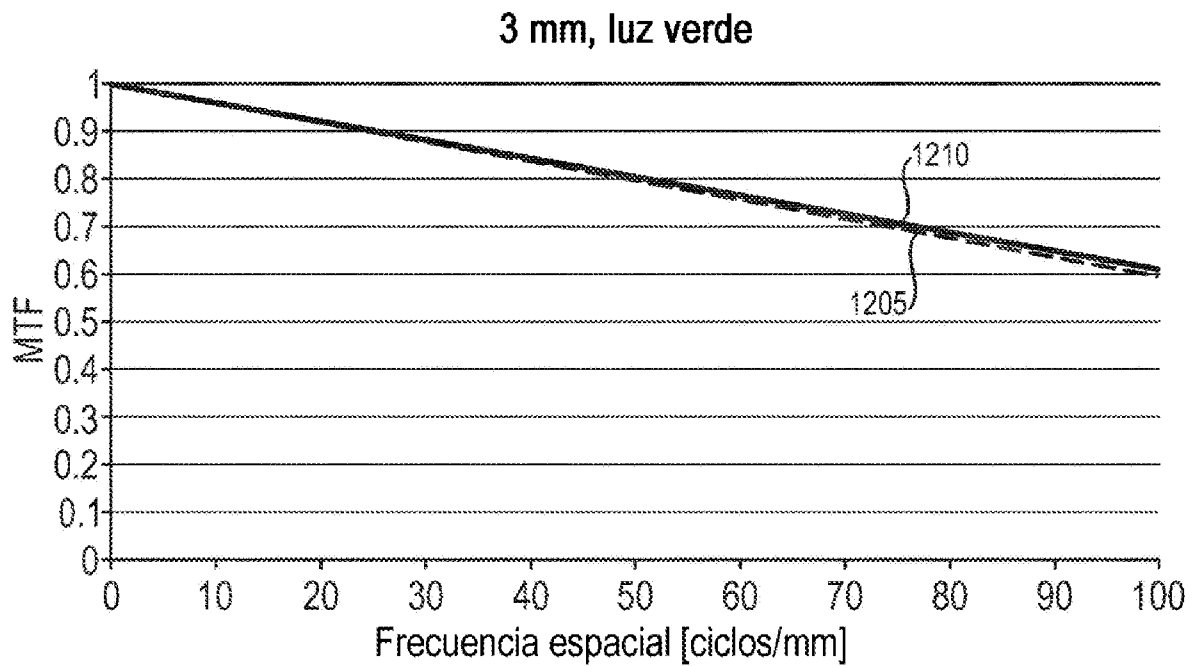


Figura 10A

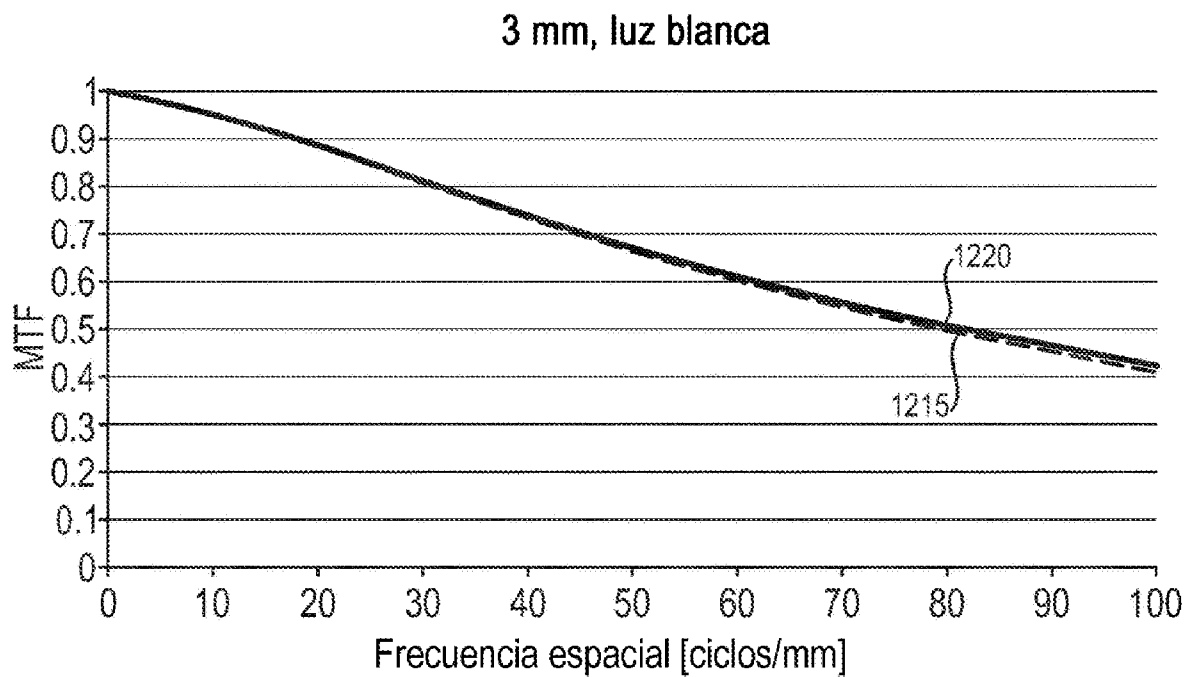


Figura 10B

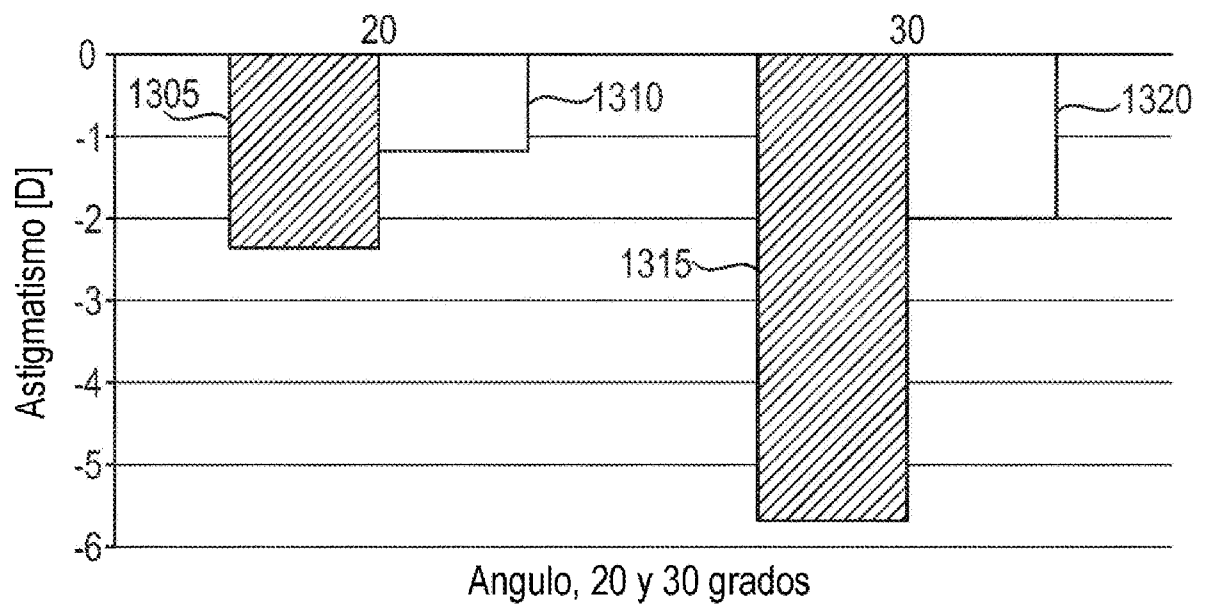


Figura 11A

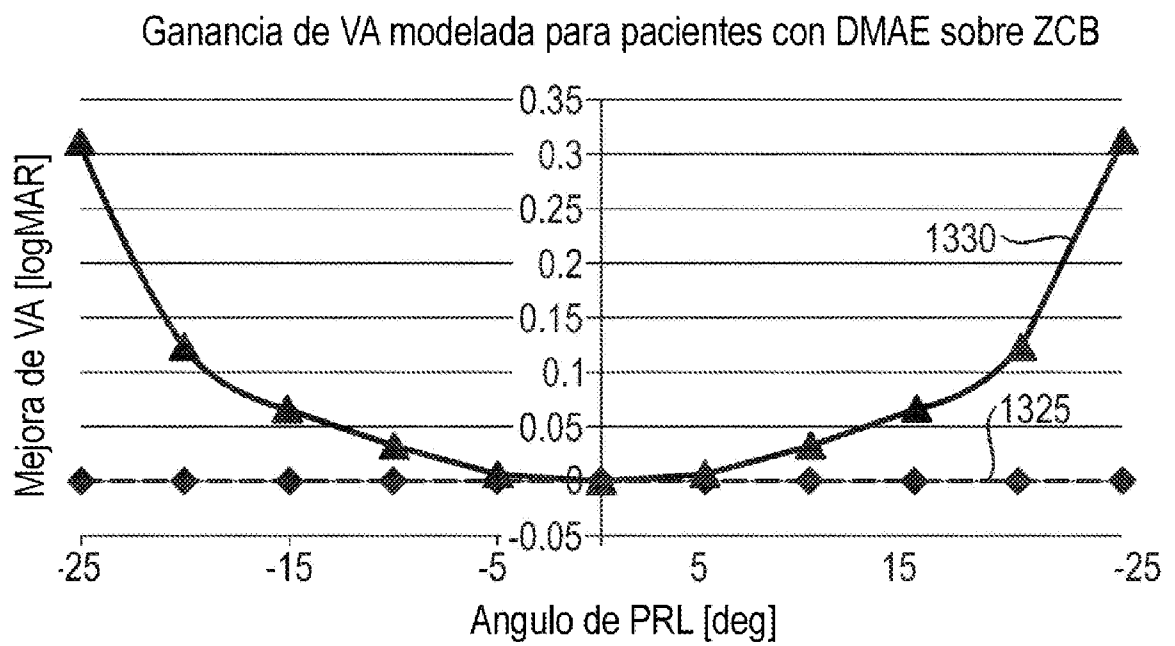


Figura 11B

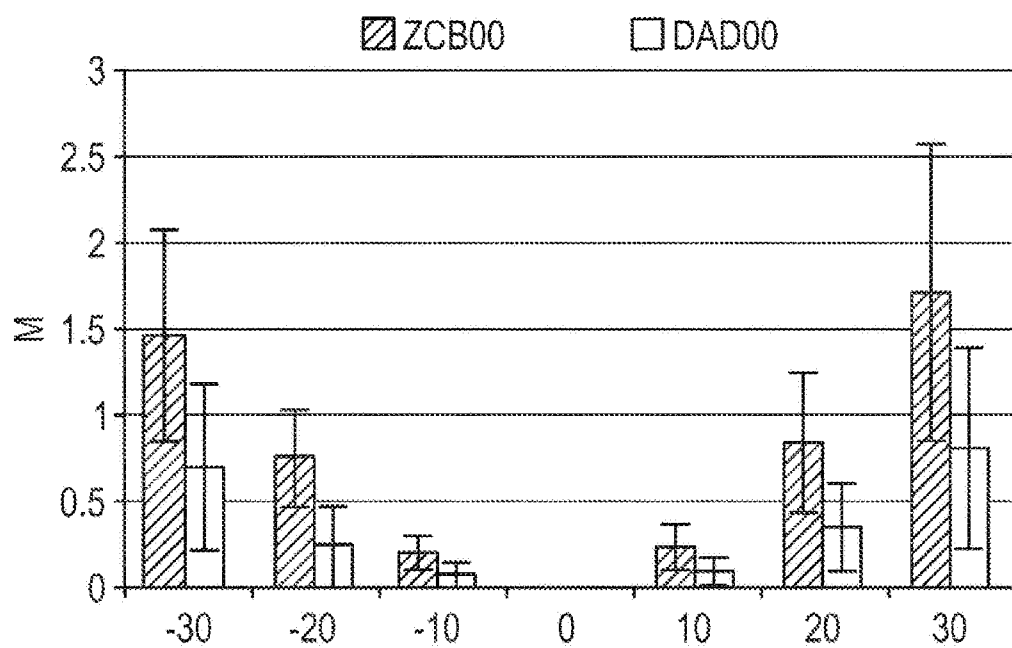


Figura 12A

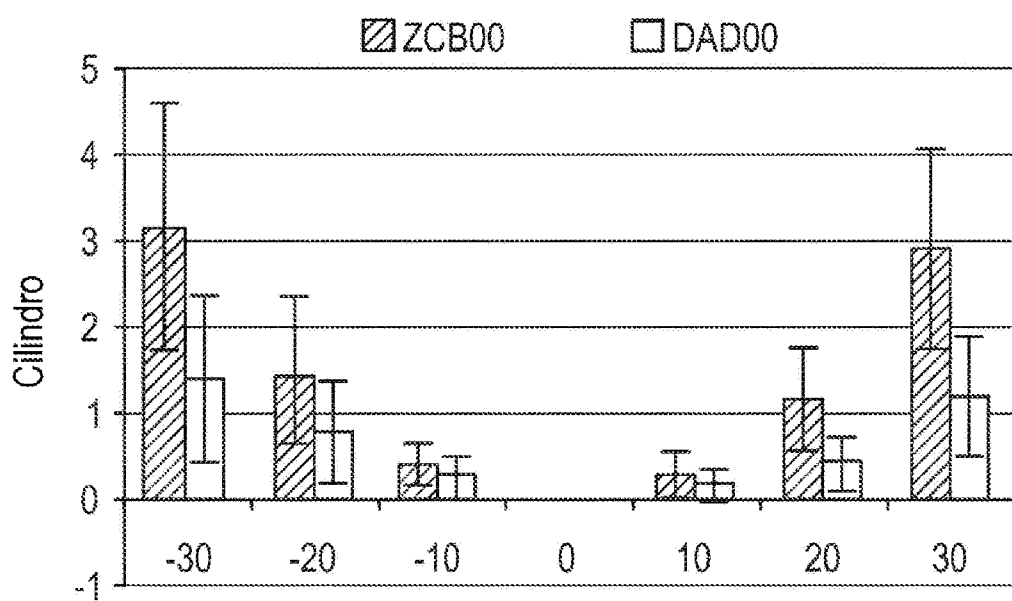


Figura 12B

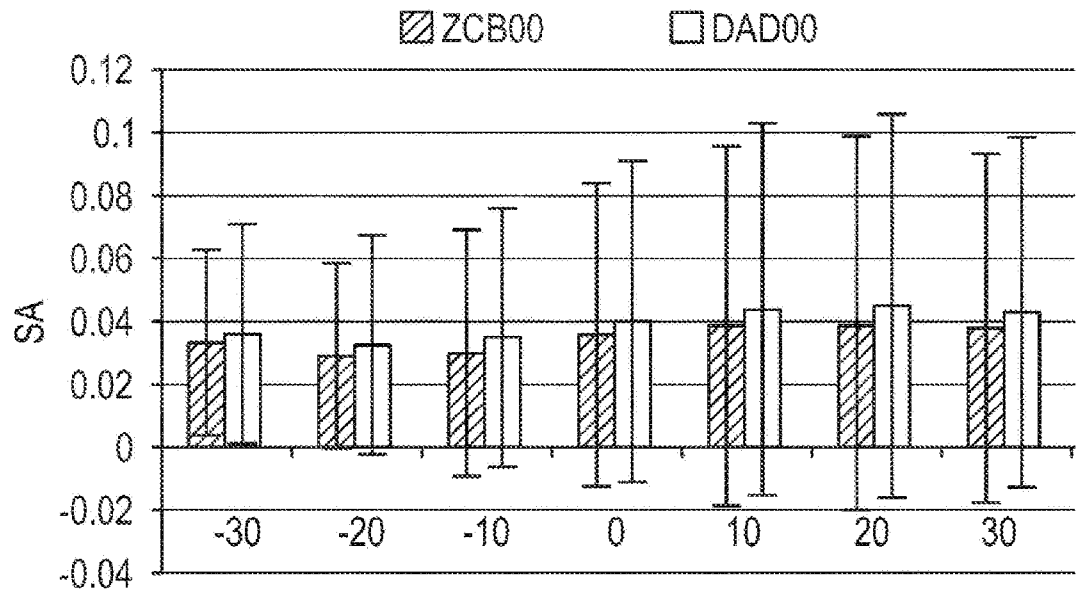


Figura 12C

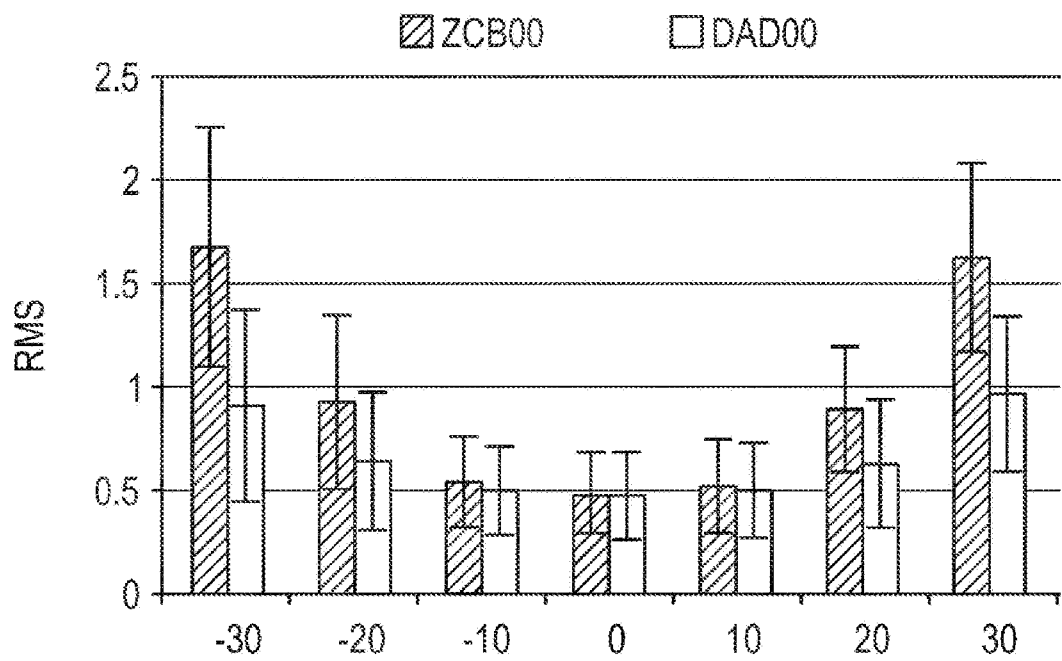


Figura 12D

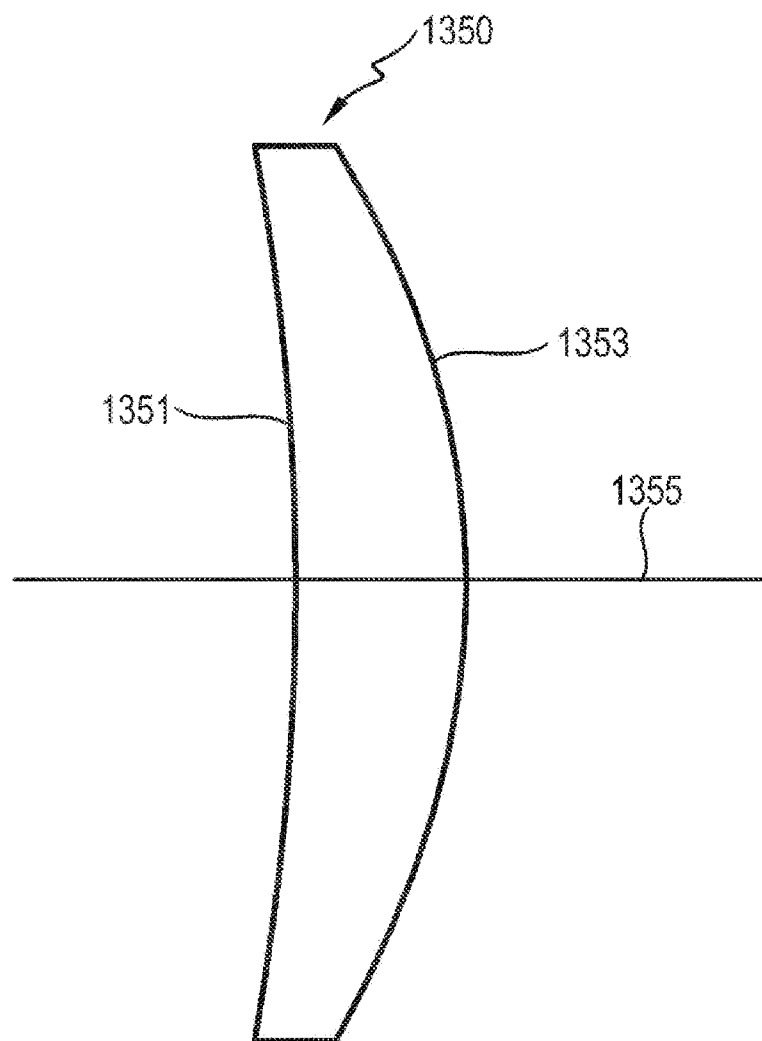


Figura 13

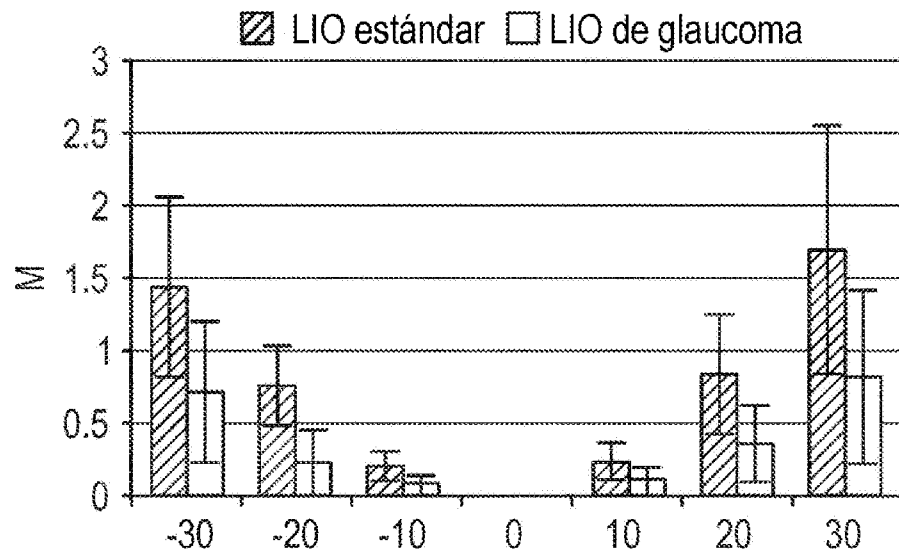


Figura 14A

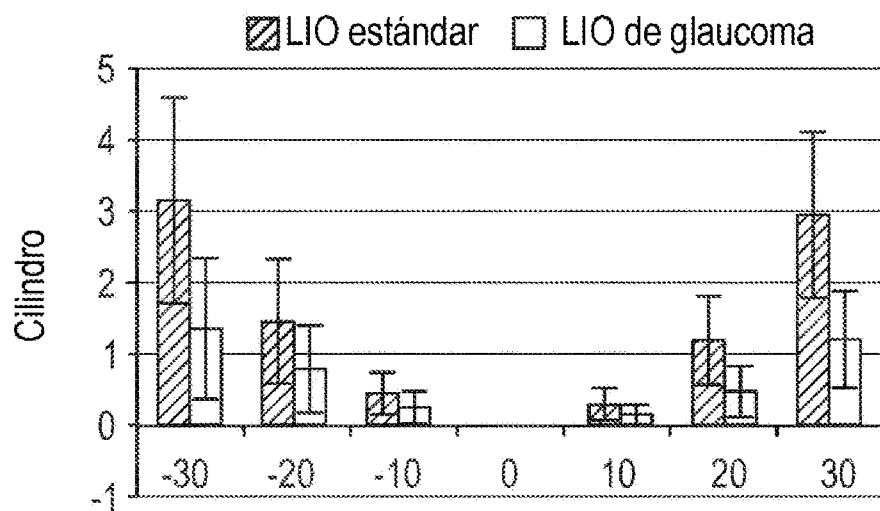


Figura 14B

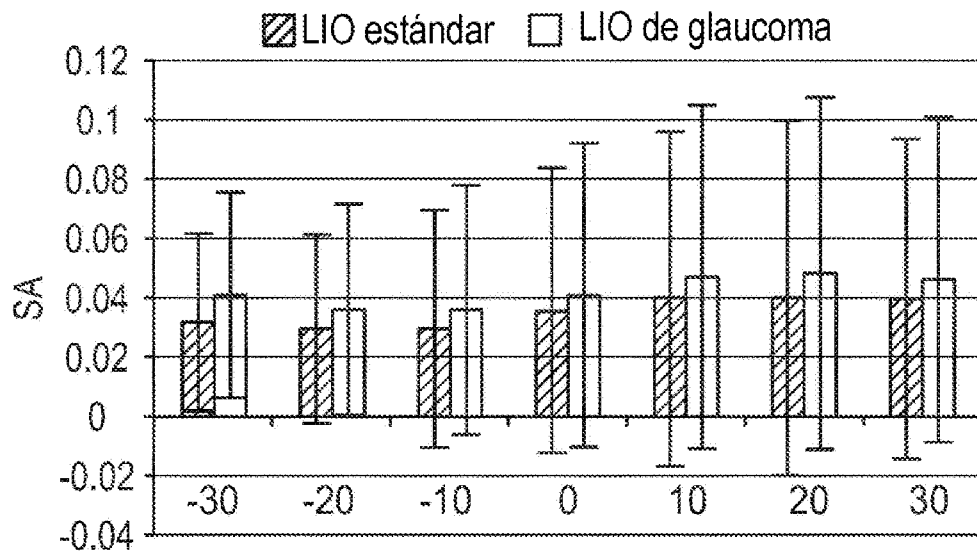


Figura 14C

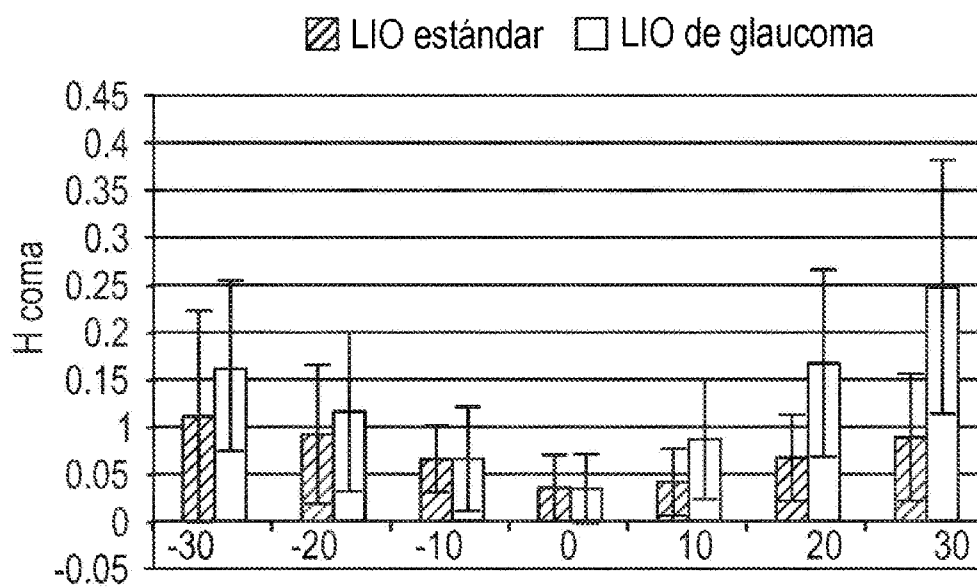


Figura 14D

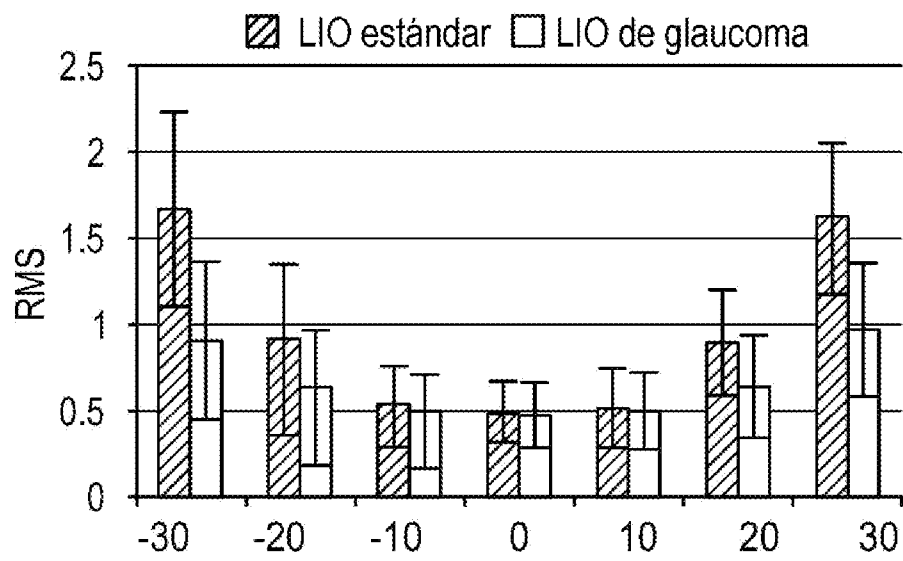


Figura 14E

