

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 979 070**

51 Int. Cl.:

A61F 9/00 (2006.01)
A61F 2/14 (2006.01)
A61F 2/16 (2006.01)
G02C 7/02 (2006.01)
A61B 3/00 (2006.01)
G02C 7/04 (2006.01)
G02C 7/06 (2006.01)
G02C 7/08 (2006.01)
A61B 3/103 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **04.10.2013** **PCT/AU2013/001137**

87 Fecha y número de publicación internacional: **24.04.2014** **WO14059465**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **04.10.2013** **E 13847232 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.01.2024** **EP 2908773**

54 Título: **Lentes, dispositivos, métodos y sistemas para el error refractivo**

30 Prioridad:

17.10.2012 AU 2012904541
05.04.2013 WO PCT/AU2013/000354
05.04.2013 AU 2013202694
05.04.2013 US 201313857613

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
24.09.2024

73 Titular/es:

BRIEN HOLDEN VISION INSTITUTE (100.0%)
Level 4, North Wing Rupert Myers Building Gate
14, Barker Street UNSW
Sydney, New South Wales 2052, AU

72 Inventor/es:

BAKARAJU, RAVI CHANDRA;
EHRMANN, KLAUS;
HO, ARTHUR y
HOLDEN, BRIEN ANTHONY

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 979 070 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, dispositivos, métodos y sistemas para el error refractivo

Campo

5 Ciertos ejemplos descritos no cubiertos por el concepto inventivo incluyen lentes, dispositivos y/o métodos para cambiar o controlar el frente de onda de la luz que entra en un ojo, en particular un ojo humano.

Ciertas realizaciones descritas están dirigidas a la fabricación de lentes para corregir o tratar errores refractivos.

Ciertos ejemplos descritos están dirigidos a la fabricación de lentes para abordar los errores refractivos mientras proporcionan una excelente visión de lejos a cerca sin efecto fantasma significativo.

10 Ciertos ejemplos descritos no cubiertos por el concepto inventivo incluyen lentes, dispositivos y/o métodos para corregir, tratar, mitigar y/o abordar el error refractivo, en particular en los ojos humanos. El error refractivo puede surgir, por ejemplo, de miopía o hipermetropía, con o sin astigmatismo. El error refractivo puede surgir de la presbicia, ya sea sola o en combinación con miopía o hipermetropía y con o sin astigmatismo.

15 Ciertos ejemplos descritos no cubiertos por el concepto inventivo de lentes, dispositivos y/o métodos incluyen ejemplos que abordan la visión foveal; ciertos ejemplos que abordan tanto la visión foveal como la periférica; y algunos otros ejemplos abordan la visión periférica.

Entre los ejemplos de lentes en los campos de ciertas realizaciones se incluyen lentes de contacto, implantes corneales "onlay", implantes corneales "inlay" y lentes para dispositivos intraoculares (tanto en la cámara anterior como en la posterior).

20 Los dispositivos ejemplares en los campos de ciertas realizaciones descritas incluyen lentes intraoculares acomodativas y/o lentes para gafas electroactivas.

Los métodos ejemplares en los campos de ciertas realizaciones incluyen métodos de cambio del estado refractivo y/o frente de onda de la luz que entra en un ojo y recibida por la retina en el ojo (p. ej. cirugía refractiva, ablación de la córnea), métodos de diseño y/o fabricación de lentes y dispositivos ópticos, métodos de cirugía para alterar el estado refractivo de un ojo y método de control del estímulo para la progresión del crecimiento del ojo.

25 Referencia cruzada a materiales relacionados

Esta solicitud está relacionada con la solicitud provisional australiana n.º 2012/901,382, titulada "Devices and Methods for Refractive Error Control" presentada el 5 de abril de 2012. Esta solicitud reivindica la prioridad a la patente internacional PCT/AU2013/000354, titulada Lenses, Devices, Methods and Systems for Refractive Error, presentada el 5 de abril de 2013; la solicitud de EE.UU. n.º 13/857,613 titulada Lenses, Devices and Methods for Ocular Refractive Error presentada el 5 de abril de 2013; la solicitud de patente australiana n.º 2013202694 titulada Lenses, Devices, Methods and Systems for Refractive Error presentada el 5 de abril de 2013, y la solicitud provisional australiana n.º 2012/904,541 titulada "Lenses, Devices and Methods for Ocular Refractive Error", presentada el 17 de octubre de 2012.

Antecedentes

35 Para que una imagen se perciba claramente, la óptica del ojo debe dar como resultado una imagen que se enfoca en la retina. La miopía, comúnmente conocida como miopía, es un trastorno óptico del ojo en donde las imágenes en el eje se enfocan delante de la fovea de la retina. La hipermetropía, comúnmente conocida como hipermetropía, es un trastorno óptico del ojo en donde las imágenes en el eje se enfocan detrás de la fovea de la retina. El enfoque de imágenes delante o detrás de la fovea de la retina crea una aberración de desenfoque de bajo orden. Otra aberración de bajo orden es el astigmatismo. Un ojo también puede tener aberraciones ópticas de alto orden, que incluyen, por ejemplo, aberración esférica, coma y/o trefoil. Muchas personas que experimentan un error refractivo natural están progresando (el error refractivo aumenta con el tiempo). La progresión está particularmente extendida en personas con miopía.

45 Las representaciones esquemáticas de ojos que muestran miopía o hipermetropía y astigmatismo se muestran en las Figuras 1A-C respectivamente. En un ojo miope 100, el haz de luz 102 que entra en paralelo pasa los elementos refractivos del ojo, concretamente, la córnea 104 y el cristalino 106, a un punto focal 108 cerca de la retina 110. Por lo tanto, la imagen en la retina 110 es borrosa. En un ojo hipermetrope 120, el haz de luz 122 que entra en paralelo pasa los elementos refractivos del ojo, concretamente, la córnea 124 y el cristalino 126, a un punto focal 128 más allá de la retina 130, de nuevo haciendo que la imagen en la retina 130 sea borrosa. En un ojo con astigmatismo 140, el haz de luz 142 que entra en paralelo pasa por los elementos refractivos del ojo, concretamente, la córnea 144 y el cristalino 146, y da como resultado dos focos, concretamente, los focos tangencial 148 y sagital 158. En el ejemplo de astigmatismo que se muestra en la Figura 1C, el foco tangencial 148 está delante de la retina 160 mientras que el foco sagital 158 está detrás de la retina 160. La imagen en la retina en el caso de astigmatismo se denomina círculo de mínima confusión 160.

Al nacer, los ojos humanos son generalmente hipermétropes, es decir, la longitud axial del globo ocular es demasiado corta para su potencia óptica. Con la edad, desde la infancia hasta la edad adulta, el globo ocular sigue creciendo hasta que se estabiliza su estado refractivo. El alargamiento del ojo en un ser humano en crecimiento puede controlarse mediante un mecanismo de retroalimentación, conocido como proceso de emetropización, de modo que la posición del foco en relación con la retina juega un papel en el control del grado del crecimiento ocular. La desviación de este proceso podría dar por resultado potencialmente trastornos refractivos como miopía, hipermetropía y/o astigmatismo. Si bien hay una investigación en curso sobre la causa de la desviación de la emetropización de la estabilización en la emetropía, una teoría es que la retroalimentación óptica puede contribuir al control del crecimiento ocular. Por ejemplo, la Figura 2 muestra casos que, bajo una teoría del mecanismo de retroalimentación del proceso de emetropización, alterarían el proceso de emetropización. En la Figura 2A, el haz de luz 202 que entra en paralelo pasa a través de un elemento refractivo negativo 203 y los elementos refractivos del ojo (la córnea 204 y el cristalino 206), para formar una imagen en el punto de enfoque 208, sobrepasando la retina 210. La imagen borrosa resultante en la retina, denominada desenfoque hipermetrope, es un ejemplo de desenfoque que puede estimular el crecimiento del ojo bajo este mecanismo de retroalimentación. Por el contrario, como se ve en la Figura 2B, el haz de luz 252 que entra en paralelo pasa a través de un elemento refractivo positivo 253, los elementos refractivos del ojo (córnea 254 y cristalino 256) para formar una imagen en el punto de enfoque 258 delante de la retina 260. La imagen borrosa resultante, denominada desenfoque miope, en esta retina se considera un ejemplo de desenfoque inducido en la retina que no estimularía el crecimiento ocular. Por lo tanto, se ha propuesto que la progresión del error refractivo por miopía puede controlarse colocando el foco delante de la retina. Para un sistema con astigmatismo, el equivalente esférico, es decir, el punto medio entre los focos tangencial y sagital, puede colocarse delante de la retina. Sin embargo, estas propuestas no han proporcionado una explicación o solución completa, particularmente en el caso de la miopía progresiva.

Se han propuesto varios diseños de dispositivos ópticos y métodos de cirugía refractiva para controlar el crecimiento del ojo durante la emetropización. Muchos se basan generalmente en refinamientos de la idea resumida anteriormente de que la imagen foveal proporciona un estímulo que controla el crecimiento del ojo. En los humanos, el ojo se alarga durante la emetropización y no puede acortarse. En consecuencia, durante la emetropización, un ojo puede alargarse para corregir la hipermetropía, pero no puede acortarse para corregir la miopía. Se han hecho propuestas para abordar la progresión de la miopía.

Además de las estrategias ópticas propuestas para contrarrestar el desarrollo del error refractivo y su progresión, en particular la miopía, también ha habido interés en estrategias que implican una intervención no óptica como sustancias farmacológicas, como la atropina o la pirenzepina.

Otra condición del ojo es la presbicia, en la que la capacidad del ojo para acomodar se reduce o el ojo ha perdido su capacidad para acomodar. La presbicia se puede experimentar en combinación con miopía, hipermetropía, astigmatismo y aberraciones de alto orden. Se han propuesto diferentes métodos, dispositivos y lentes para abordar la presbicia, incluso en forma de lentes/dispositivos bifocales, multifocales o de adición progresiva, que proporcionan simultáneamente dos o más focos al ojo. Los tipos comunes de lentes que se usan para la presbicia incluyen los siguientes: gafas de lectura monofocales, gafas bifocales o multifocales; lentes de contacto bifocales y multifocales de centro-cerca o centro-lejos, lentes de contacto bifocales concéntricas (tipo anillo) o lentes intraoculares multifocales.

Además, en ocasiones es necesario extraer el cristalino de un ojo, por ejemplo si la persona padece cataratas. El cristalino natural extraído puede ser reemplazado por una lente intraocular. Las lentes intraoculares acomodativas permiten que el ojo controle el poder refractivo de la lente, por ejemplo, a través de hápticos que se extienden desde la lente hasta el cuerpo ciliar.

Se ha propuesto el enmascaramiento como una forma de mejorar la profundidad de enfoque del ojo. Sin embargo, el enmascaramiento da como resultado la pérdida de luz en el ojo, lo cual es una cualidad indeseable ya que como mínimo deteriora el contraste de las imágenes proyectadas en la retina. Además, estas características son un desafío para implementar en lentes, por ejemplo, lentes de contacto y/o lentes intraoculares.

Algunos problemas con las lentes, dispositivos, métodos y/o sistemas existentes son que, por ejemplo, intentan corregir los errores refractivos pero comprometen la calidad de la visión a diferentes distancias y/o introducen el efecto fantasma y/o distorsión. En consecuencia, lo que se necesita son lentes, dispositivos, métodos y/o sistemas para mitigar y/o abordar los errores refractivos, por ejemplo, miopía, hipermetropía o presbicia, con o sin astigmatismo, sin causar al menos una o más de las deficiencias tratadas en la presente memoria. Otras soluciones se harán evidentes como se trata en la presente memoria.

Además, el documento US 2007/002274 A1 describe dispositivos, sistemas y métodos para tratar y/o determinar prescripciones apropiadas para uno o ambos ojos de un paciente que son particularmente adecuadas para abordar la presbicia, a menudo en combinación con tratamientos simultáneos de otros defectos de la visión. Puede imponerse una aberración esférica de alto orden en uno o ambos ojos del paciente, a menudo como una cantidad controlada de aberración esférica negativa que se extiende a través de la pupila. La cantidad deseada para mitigar la presbicia de aberración esférica de alto orden puede definirse mediante uno o más coeficientes de Zernike esféricos, que pueden combinarse con coeficientes de Zernike generados a partir de un aberrómetro de frente de onda. La prescripción resultante puede imponerse usando técnicas quirúrgicas refractivas tales como cirugía ocular por láser, usando lentes

intraoculares y otras estructuras implantadas, usando lentes de contacto, usando técnicas de remodelación temporales o permanentes de la córnea, y/o similares.

Además, la patente internacional WO 2012/037154 A2 trata de un aparato y métodos para aumentar la profundidad de campo en la visión humana con el fin de corregir la pérdida en la capacidad de reenfoque. Variaciones ópticas, tales como cambios en el espesor, la forma o el índice de refracción de las lentes de contacto, implantes intraoculares o la forma de la córnea o el cristalino, afectan a la fase, o frente de onda, de la luz percibida por el ojo. Las variaciones ópticas se eligen de manera que la función de transferencia óptica resultante permanezca constante en un intervalo deseado de distancias de objetos y diámetros de pupilas.

Todavía más, el documento US 2008/079895 A1 describe métodos para diseñar lentes de contacto en que se tiene en cuenta el método de flexión de la lente.

Además, el documento US 2004/237971 A1 describe un método y un aparato para controlar las aberraciones ópticas para alterar las funciones de transferencia de modulación proporcionando un sistema ocular que comprende un factor corrector predeterminado para producir estímulos sustancialmente correctores para reorganizar los picos de frecuencia espacial media y alta el uno respecto al otro para alterar el retraso acomodativo.

Además, el documento US 2012/130486 A1 trata de lentes intraoculares que introducen aberraciones de alto orden, p. ej., aberración esférica, para diferentes diámetros de la zona subóptica.

Resumen

El alcance de protección de la invención de presenta en las reivindicaciones adjuntas 1 y 2. Las realizaciones preferidas se describen en las reivindicaciones 2 a 9. La siguiente descripción se usará para la interpretación de las reivindicaciones pero no forma necesariamente parte de la invención reivindicada.

Otras realizaciones y/o ventajas de una o más realizaciones resultarán evidentes a partir de la siguiente descripción, dada a modo de ejemplo y con referencia a los dibujos adjuntos.

Breve descripción de los dibujos

Las Figuras 1A-1C son representaciones esquemáticas de ojos que presentan miopía, hipermetropía y astigmatismo respectivamente.

Las Figuras 2A y 2B son representaciones esquemáticas respectivamente del desenfoque hipermetrope y el desenfoque miope inducidos en la retina.

La Figura 3 muestra una función de dispersión de puntos de enfoque directo bidimensional calculada en el plano de la retina sin aberraciones de alto orden (HOA) y en presencia de HOA de aberración esférica, coma vertical y trefoil horizontal, según ciertas realizaciones.

Las Figuras 4 a 7 muestran gráficos de la interacción de la aberración esférica primaria con coma horizontal, coma vertical, trefoil horizontal y trefoil vertical respectivamente, según ciertas realizaciones.

La Figura 8 muestra un gráfico que indica la magnitud de la progresión de la miopía bajo un mecanismo de retroalimentación óptica para el crecimiento del ojo, para la aberración esférica primaria frente al astigmatismo vertical primario frente al astigmatismo horizontal primario, según ciertas realizaciones.

La Figura 9 muestra un gráfico que indica la magnitud de la progresión de la miopía para la aberración esférica primaria frente al astigmatismo vertical secundario frente al astigmatismo horizontal secundario, según ciertas realizaciones.

La Figura 10 muestra un gráfico que indica la progresión de la miopía en una escala binaria para la aberración esférica primaria frente a la aberración esférica secundaria, según ciertas realizaciones.

La Figura 11 muestra un gráfico que indica la progresión de la miopía en una escala binaria para la aberración esférica primaria frente a la aberración esférica terciaria, según ciertas realizaciones.

La Figura 12 muestra un gráfico que indica la progresión de la miopía en una escala binaria para la aberración esférica primaria frente a la aberración esférica cuaternaria, según ciertas realizaciones.

La Figura 13 muestra un gráfico que indica la progresión de la miopía en una escala binaria para la aberración esférica primaria frente a la aberración esférica secundaria frente a la aberración esférica terciaria, según ciertas realizaciones.

La Figura 14 muestra diseños de ejemplo de perfiles de aberración que proporcionan RIQ de gradiente negativo y positivo en una dirección de crecimiento del ojo, según ciertas realizaciones.

La Figura 15 muestra un diagrama de flujo de trabajo para ojos miopes, en progresión o sin progresión, según ciertas realizaciones.

La Figura 16 muestra un diagrama de flujo de trabajo para ojos hipermétropes, en progresión o sin progresión hacia la emetropía, según ciertas realizaciones.

Las Figuras 17 a 25 muestran diseños de ejemplo de perfiles de potencia de lentes correctoras a lo largo del diámetro de la zona óptica, para afectar los mecanismos de retroalimentación óptica para la miopía.

- 5 La Figura 26 muestra un diseño de ejemplo de un perfil de potencia de una lente correctora a lo largo del diámetro de la zona óptica, para afectar a los mecanismos de retroalimentación óptica para la hipermetropía.

La Figura 27 muestra una calidad de imagen retiniana a través del foco global (TFRIQ) para un perfil de aberración correspondiente a una lente de visión única.

- 10 La Figura 28 muestra una TFRIQ global para un primer perfil de aberración (Iteración A1), que puede tener aplicación en un ojo miope en progresión.

La Figura 29 muestra el perfil de potencia de una lente para proporcionar el primer perfil de aberración (Iteración A1).

La Figura 30 muestra una TFRIQ global para un segundo perfil de aberración (Iteración A2), que también puede tener aplicación para un ojo miope en progresión, según ciertas realizaciones.

- 15 La Figura 31 muestra el perfil de potencia a lo largo del diámetro de cuerda completo para un segundo perfil de aberración (iteración A2).

Las Figuras 32 y 33 muestran una TFRIQ global para un tercer y cuarto perfil de aberración (Iteración C1 e Iteración C2 representadas como perfiles de potencia a lo largo del diámetro de la cuerda óptica en las Figuras 34 y 35), que pueden tener aplicación en un ojo hipermetrope.

- 20 La Figura 36 muestra una calidad de imagen retiniana (RIQ) para siete perfiles de aberración en un intervalo a través del foco de 2.5D. Los siete perfiles de aberración corresponden a ejemplos de multifocales esféricos de centro-lejos y centro-cerca y bifocales de tipo anillo/anular concéntrico y tres perfiles de aberración ejemplares (Iteración B1, Iteración B2, Iteración B3) obtenidos después de optimizar a través del rendimiento a través del foco.

Las Figuras 37 a 43 muestran los perfiles de potencia de lentes de contacto a lo largo del diámetro de la zona óptica, para proporcionar la TFRIQ descrita en la Figura 36.

- 25 Las Figuras 44 a 46 muestran la TFRIQ en el eje para las tres realizaciones ejemplares para la presbicia (Iteración B1, B2 y B3) a lo largo de cuatro diámetros de pupila (3 mm a 6 mm) y las Figuras 47 y 48 muestran la TFRIQ en el eje para los diseños concéntricos de centro-lejos y centro-cerca a lo largo de cuatro diámetros de pupila (3 mm a 6 mm).

- 30 Las Figuras 49 y 50 muestran la TFRIQ en el eje para los diseños multifocales esféricos de centro-lejos y centro-cerca a lo largo de cuatro diámetros de pupila (3 mm a 6 mm), según ciertas realizaciones.

- 35 Las Figuras 51 y 52 muestran un enfoque de corrección monocular para la presbicia, donde se proporcionaron diferentes perfiles de aberración de alto orden para los ojos derecho e izquierdo, por lo que el rendimiento óptico y/o visual de enfoque directo es diferente en el ojo derecho e izquierdo (vergencias deseadas) para proporcionar un intervalo de potencia de adición combinado de 1.5D y 2.5D, en el lado negativo de la curva a través del foco, respectivamente, según ciertas realizaciones.

- 40 Las Figuras 53 y 54 muestran un enfoque de corrección monocular para la presbicia, donde se proporcionaron diferentes perfiles de aberración de alto orden para los ojos derecho e izquierdo, por lo que el rendimiento óptico y/o visual de enfoque directo es diferente en el ojo derecho e izquierdo (vergencias deseadas) para proporcionar un intervalo de potencia de adición combinado de 1.5D y 2.5D, en el lado positivo de la curva a través del foco, respectivamente, de acuerdo con ciertas realizaciones.

La Figura 55 muestra una TFRIQ global para tres iteraciones adicionales del perfil de aberración (Iteraciones A3, A4 y A5 representadas en las Figuras 56, 57 y 58, respectivamente), para proporcionar una calidad de imagen retiniana sustancialmente constante a lo largo de un campo visual horizontal de 0 a 30 grados.

- 45 Las Figuras 59 y 60 muestran diseños de ejemplo del perfil de potencia de lentes de contacto correctoras con perfiles de fase contraria (Iteración E1 e Iteración E2) y las Figuras 61 a 63 muestran la TFRIQ en el eje para las Iteraciones E1 y E2 con tres niveles diferentes de aberración esférica primaria inherente del ojo candidato.

- 50 La Figura 64 muestra las medidas de rendimiento de TFRIQ (profundidad de enfoque) de 78 perfiles de aberración ejemplares (Apéndice A) que implican una combinación de términos de aberración esférica. El eje Y del gráfico indica la métrica de rendimiento 'Q' y el eje X indica el intervalo a través del foco de -1.5 a +1D. En este ejemplo, los cálculos se realizaron en una pupila de 4 mm. La línea negra continua indica el rendimiento a través del foco de una combinación que no tiene un modo de aberración esférica, mientras que las líneas grises indican las 78 combinaciones que incluyen al menos un término de aberración esférica de alto orden. Las 78 combinaciones se seleccionaron con

respecto al rendimiento en el lado negativo de la curva a través del foco, según ciertas realizaciones.

La Figura 65 muestra el rendimiento de TFRIQ de una combinación ejemplar de la figura 56 que implica solo aberración esférica positiva en comparación con una combinación que no tiene aberración esférica.

- 5 La Figura 66 muestra las medidas de rendimiento de TFRIQ (profundidad de enfoque) de 67 perfiles de aberración ejemplares que implican una combinación de términos de aberración esférica (Apéndice C). El eje Y del gráfico indica la métrica de rendimiento 'Q' y el eje X indica el intervalo a través del foco de -1.5 a +1D. En este ejemplo, los cálculos se realizaron en una pupila de 4 mm. La línea negra continua indica el rendimiento a través del foco de una combinación que no tiene un modo de aberración esférica, mientras que las líneas grises indican las 67 combinaciones que incluyen al menos un término de aberración esférica de alto orden. Estas 67 combinaciones mejoran el rendimiento en el lado positivo de la curva a través del foco, según ciertas realizaciones.

La Figura 67 muestra un diagrama de flujo de trabajo para ojos presbíteros, según ciertas realizaciones.

La Figura 68 muestra un perfil de potencia para una prescripción tórica de una lente de contacto tanto para astigmatismo como para presbicia, según ciertas realizaciones, que no son parte del concepto inventivo.

- 15 La Figura 69 muestra un perfil de potencia de lente de ejemplo, que se aprovecha de una combinación ejemplar de términos de aberración esférica y la Figura 70 muestra el perfil de potencia de lente convertido a un perfil de espesor axial para una lente de contacto, según ciertos ejemplos, que no son parte del concepto inventivo.

La Figura 71 muestra un ejemplo del perfil de potencia axial de la lente a lo largo de un diámetro de cuerda completo (iteración G1), que es un ejemplo de conjunto de diseño cuyo rendimiento es sustancialmente independiente de la aberración esférica inherente del ojo candidato, según ciertos ejemplos, que no son parte del concepto inventivo.

- 20 La Figura 72 muestra la TFRIQ de un ejemplo, descrito como Iteración G1, con un diámetro de pupila de 4 mm. El eje Y indica la métrica de rendimiento de RIQ y el eje X indica el intervalo a través del foco de -1D a +1.75D. Las cuatro leyendas diferentes, línea negra continua, línea gris continua, línea discontinua negra y doble línea continua representan cuatro niveles diferentes de aberración esférica en una muestra de la población afectada con un diámetro de pupila de 5 mm.

- 25 La Figura 73 muestra la TFRIQ de un ejemplo, descrito como Iteración G1, con un diámetro de pupila de 5 mm. El eje Y indica la métrica de rendimiento de RIQ y el eje X indica el intervalo a través del foco de -1D a +1.75D. Las cuatro leyendas diferentes, línea negra continua, línea gris continua, línea discontinua negra y doble línea continua representan cuatro niveles diferentes de aberración esférica en una muestra de la población afectada, con un diámetro de pupila de 5 mm.

- 30 La Figura 74 muestra un ejemplo del perfil de potencia axial de una lente a lo largo de un diámetro de media cuerda (iteración J1), que es un ejemplo de conjunto de diseño para una lente intraocular usada para restaurar la visión a distancias, que abarcan de lejos a cerca, después de la extracción del cristalino en el ojo, según ciertos ejemplos, que no son parte del concepto inventivo. La Figura 75 muestra un ejemplo del perfil de espesor axial de una lente (iteración J1) a lo largo de un diámetro de media cuerda, que es un ejemplo de conjunto de diseño para una lente intraocular usada para restaurar la visión a distancias, que abarcan de lejos a cerca, después de la extracción del cristalino en el ojo, según ciertos ejemplos, que no son parte del concepto inventivo.

Las Figuras 76 muestran los perfiles de potencia de once lentes de contacto diferentes a lo largo de un diámetro de media cuerda, estos once diseños diferentes (Iteraciones K1 a K11). Estos son algunos diseños de lentes comerciales disponibles.

- 40 Las Figuras 77 muestran los perfiles de potencia de cuatro lentes diferentes a lo largo de un diámetro de media cuerda, estos cuatro diseños diferentes (iteraciones R1 a R4) son ejemplos para respaldar la comprensión de la invención, pero no son parte del concepto inventivo.

- La Figura 78 muestra el espectro de amplitud absoluto normalizado de una transformada rápida de Fourier de once lentes de contacto diferentes (iteraciones K1 a K11) como una función de la frecuencia espacial en ciclos/mm. Estas son las once lentes presentadas en la Figura 76.

- 45 La Figura 79 muestra el espectro de amplitud absoluto normalizado de una transformada rápida de Fourier de cuatro diseños de lentes diferentes (iteraciones R1 a R4) como una función de la frecuencia espacial en ciclos/mm.

La Figura 80 muestra la primera derivada absoluta de once lentes de contacto diferentes (Iteración K1 a K11) como una función del diámetro de media cuerda (mm). Estas son las once lentes presentadas en la Figura 76.

- 50 La Figura 81 muestra la primera derivada absoluta de cuatro lentes de contacto diferentes (Iteración R1 a R4) como una función del diámetro de media cuerda (mm). Estos cuatro diseños son ejemplos para respaldar la comprensión de la invención.

La Figura 82 muestra las calificaciones subjetivas medias medidas en una escala analógica visual para la visión de lejos para una muestra de una población presbita afectada. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.

- 5 La Figura 83 muestra las calificaciones subjetivas medias medidas en una escala analógica visual para visión intermedia para una muestra de una población presbita afectada. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.

La Figura 84 muestra las calificaciones subjetivas medias medidas en una escala analógica visual para la visión de cerca para una muestra de una población presbita afectada. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.

- 10 La Figura 85 muestra las calificaciones subjetivas medias medidas en una escala analógica del efecto fantasma para la visión de lejos para una muestra de una población presbita afectada. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.

- 15 La Figura 86 muestra las calificaciones subjetivas medias medidas en una escala analógica del efecto fantasma para la visión de cerca para una muestra de una población presbita afectada. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.

La Figura 87 muestra las calificaciones subjetivas medias medidas en una escala analógica visual para la visión general para una muestra de una población presbita afectada. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.

- 20 La Figura 88 muestra las calificaciones subjetivas medias medidas en una escala analógica de ausencia de efecto fantasma para la visión de lejos para una muestra de una población presbita afectada. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.

La Figura 89 muestra las calificaciones subjetivas medias medidas en una escala analógica de ausencia de efecto fantasma para la visión de cerca para una muestra de una población presbita afectada. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.

- 25 La Figura 90 muestra las calificaciones subjetivas medias medidas en una escala analógica de efecto fantasma para la visión de lejos y de cerca combinadas para una muestra de una población presbita afectada. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.

- 30 La Figura 91 muestra las calificaciones subjetivas medias medidas en una escala analógica visual para el rendimiento acumulativo de la visión, incluida la visión de lejos, intermedia, de cerca y la ausencia de efecto fantasma de lejos y de cerca para una muestra de una población presbita afectada. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.

- 35 La Figura 92 muestra el porcentaje de personas cuya puntuación de calificación subjetiva en una escala analógica visual fue superior a 9, para la visión de lejos. Los datos se obtuvieron de una muestra de una población presbita afectada. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.

La Figura 93 muestra el porcentaje de personas cuya puntuación de calificación subjetiva en una escala analógica visual fue superior a 9, para visión intermedia. Los datos se obtuvieron de una muestra de una población presbita afectada. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.

- 40 La Figura 94 muestra el porcentaje de personas cuya puntuación de calificación subjetiva en una escala analógica visual fue superior a 9, para la visión de cerca. Los datos se obtuvieron de una muestra de una población presbita afectada. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.

- 45 La Figura 95 muestra el porcentaje de personas cuya puntuación de calificación subjetiva en una escala analógica visual fue superior a 9, para la visión general. Los datos se obtuvieron de una muestra de una población presbita afectada. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.

- 50 La Figura 96 muestra el porcentaje de personas cuya puntuación de calificación subjetiva en una escala analógica de efecto fantasma fue superior a 3, para visión de lejos. Los datos se obtuvieron de una muestra de una población presbita afectada. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.

La Figura 97 muestra el porcentaje de personas cuya puntuación de calificación subjetiva en una escala analógica de efecto fantasma fue superior a 3, para la visión de cerca. Los datos se obtuvieron de una muestra de una población presbita afectada. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.

- 5 La Figura 98 muestra el porcentaje de personas cuya puntuación de calificación subjetiva en una escala analógica visual fue superior a 9, para la visión acumulada. La calificación de visión acumulada se obtuvo promediando las calificaciones de visión de lejos, intermedia, de cerca y general, incluyendo también la ausencia de efecto fantasma para lejos y cerca. Los datos se obtuvieron de una muestra de una población presbita afectada. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.
- 10 La Figura 99 muestra las medidas objetivas medias de agudeza visual de alto contraste en una muestra de una población presbita afectada. Las medidas se obtuvieron usando una distancia de prueba de 6 metros y se presentaron en escala log MAR. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.
- 15 La Figura 100 muestra las medidas objetivas medias de la sensibilidad al contraste en una muestra de una población presbita afectada. Las medidas se obtuvieron usando una distancia de prueba de 6 metros y se presentaron en escala logarítmica. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.
- 20 La Figura 101 muestra las medidas objetivas medias de agudeza visual de bajo contraste en una muestra de una población presbita afectada. Las medidas se obtuvieron usando una distancia de prueba de 6 metros y se presentaron en escala log MAR. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.
- 25 La Figura 102 muestra las medidas objetivas medias de la agudeza visual intermedia en una muestra de población presbita afectada, usando una distancia de prueba de 70 centímetros. Las medidas se presentan en escala log MAR. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.
- 30 La Figura 103 muestra las medidas objetivas medias de la agudeza visual de cerca en una muestra de una población presbita afectada, usando una distancia de prueba de 50 centímetros. Las medidas se presentan en escala log MAR. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.
- 35 La Figura 104 muestra las medidas objetivas medias de la agudeza visual de cerca en una muestra de una población presbita afectada, usando una distancia de prueba de 40 centímetros. Las medidas se presentan en escala log MAR. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.
- 40 La Figura 105 muestra las medidas objetivas medias de la agudeza visual combinada en una muestra de una población presbita afectada. La agudeza visual combinada incluye medidas de lejos, intermedias y de cerca a 50 cm. Las medidas se presentan en escala log MAR. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.
- 45 La Figura 106 muestra las medidas objetivas medias de la agudeza visual combinada en una muestra de una población presbita afectada. La agudeza visual combinada incluye medidas de lejos, intermedia, de cerca a 50 cm y de cerca a 50 cm. Las medidas se presentan en escala log MAR. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.
- 50 La Figura 107 muestra el porcentaje de personas cuya puntuación de calificación subjetiva en una escala analógica visual fue igual a 1, para efecto fantasma de lejos o cerca. Los datos se obtuvieron de una muestra de una población presbita afectada. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.
- 50 La Figura 108 muestra el porcentaje de personas cuya puntuación de calificación subjetiva en una escala analógica visual fue inferior a 2, para el efecto fantasma de lejos y de cerca. Los datos se obtuvieron de una muestra de una población presbita afectada. Cuatro de las lentes H a K son ejemplares de ciertos ejemplos, mientras que las lentes A a G son lentes comerciales.
- 50 La Figura 109 muestra los perfiles de potencia de tres ejemplos a lo largo del diámetro de media cuerda, que no son parte del concepto inventivo. Los perfiles de potencia de los tres diseños comienzan a aproximadamente 3D en el centro y disminuyen gradualmente a potencia 0D a diámetros de media cuerda de 0.5, 0.75 y 1 mm.
- 50 La Figura 110 muestra la parte real de la función de transferencia óptica (para un diámetro de zona óptica de 4 mm) como una función de las frecuencias espaciales para los perfiles de lente descritos en la Figura 109. La función de sensibilidad al contraste neural también se representa como una función de frecuencias espaciales para facilitar la medida del impacto de la potencia de signo más diseñada en el centro de la lente en la función de transferencia óptica.

- La Figura 111 muestra los perfiles de potencia de tres ejemplos a lo largo del diámetro de media cuerda, que no son parte del concepto inventivo. Los perfiles de potencia de los tres diseños comienzan a aproximadamente 6D en el centro y disminuyen gradualmente a potencia 0D a diámetros de media cuerda de 0.5, 0.75 y 1 mm.
- 5 La Figura 112 muestra la parte real de la función de transferencia óptica (para un diámetro de pupila de 4 mm) como una función de frecuencias espaciales para los perfiles de lentes descritos en la Figura 111. La función de sensibilidad al contraste neural también se representa como una función de frecuencias espaciales para facilitar la medida del impacto de la potencia de signo más diseñada en el centro de la lente en la función de transferencia óptica.
- La Figura 113 muestra los perfiles de potencia de tres ejemplos a lo largo del diámetro de media cuerda, que no son parte del concepto inventivo. Los perfiles de potencia de los tres diseños comienzan a aproximadamente 10D en el centro y disminuyen gradualmente a potencia 0D a diámetros de media cuerda de 0.5, 0.75 y 1 mm.
- 10 La Figura 114 muestra la parte real de la función de transferencia óptica (para un diámetro de pupila de 4 mm) como una función de frecuencias espaciales para los perfiles de lentes descritas en la Figura 114. La función de sensibilidad de contraste neural se representa también como una función de frecuencias espaciales para facilitar la medida de la potencia de signo más diseñada en el centro de la lente en la función de transferencia óptica.
- 15 La Figura 115 muestra los perfiles de potencia de varios ejemplos a lo largo del diámetro de media cuerda que tienen grados variables de signo más que oscilan de +3D a +7D en diversas anchuras de zona que oscilan de 0.25 mm a 1 mm de la media cuerda de la lente.
- La Figura 115 representa la calidad de imagen a través del foco (métrica "Q") para cinco combinaciones ejemplares con aberraciones de alto orden (T1 a T5) que incluyen aberraciones de alto orden simétricas.
- 20 Las Figuras 116 muestran los perfiles de potencia de dos diseños de lente de contacto (N41 y N42) a lo largo del diámetro de media cuerda.
- La Figura 117 representa la calidad de imagen a través del foco (métrica "Q") para dos lentes de contacto ejemplares (N41 y N42) calculada a diámetro de pupila de 3 mm. La línea continua y la línea doble representa la calidad de imagen a través del foco para dos diseños ejemplares N41 y N42, un diseño se usa en un ojo y el otro diseño en el ojo compañero. La línea discontinua representa el rendimiento binocular. Estos no son parte del concepto inventivo.
- 25 Las Figuras 119 a 123 muestran los perfiles de potencia medida de 10 lentes de contacto comerciales a lo largo del diámetro de media cuerda, que no son parte del concepto inventivo. Estas medidas de perfiles de potencia se obtuvieron en un sistema de mapeo de potencia basado en Hartmann-Shack comercial Optocraft (Optocraft GmbH, Alemania).
- 30 Las Figuras 124 a 127 muestran los perfiles de potencia de 12 diseños de lente de contacto a lo largo del diámetro de media cuerda, que respaldan la comprensión de la invención. Los perfiles de potencia de la figura 127 no son parte del concepto inventivo.
- Las Figuras 128 a 131 muestran los perfiles de potencia de 12 diseños de lente intraocular a lo largo del diámetro de media cuerda, que respaldan la comprensión de la invención. Los perfiles de potencia de la figura 131 no son parte del concepto inventivo.
- 35 La Figura 132 representa la calidad de imagen a través del foco (métrica "Q") para ocho combinaciones de ejemplo ejemplares con aberraciones de alto orden, que incluyen aberraciones de alto orden simétricas y asimétricas.
- La Figura 133 representa la calidad de imagen a través del foco (métrica "Q") para dos combinaciones de ejemplo ejemplares. La línea continua con símbolos de triángulo representa la calidad de imagen a través del foco obtenida cuando -1.25DC a 90 grados de astigmatismo se combina con diversos niveles de desenfoque. La línea continua con símbolos de círculo representa la calidad de imagen a través del foco cuando -1.25DC a 90 grados de astigmatismo se combina con la combinación de aberración de alto orden descrita en la tabla 12.1 a diversos niveles de desenfoque.
- 40 Las Figuras 134 a 136 representan la parte real de función de transferencia óptica como una función de frecuencias espaciales para tres conjuntos de combinaciones de aberración ejemplares. En estas figuras, la línea continua representa el ojo candidato con -1D de desenfoque sin ninguna otra aberración de alto orden, la línea doble representa el ojo candidato cuando el desenfoque se corrige y las aberraciones de alto orden se dejan sin corregir. La línea triple representa un conjunto de combinaciones de aberración de alto orden n° 1, n° 2 y n° 3 descritas en las tablas 12.2.
- 45 Las Figuras 137 muestran los perfiles de potencia de dos diseños de lentes de contacto (N11 y N12) a lo largo del diámetro de media cuerda, que no son parte del concepto inventivo.
- 50 Las Figuras 138 representan la calidad de imagen a través del foco (métrica "Q") para dos lentes de contacto ejemplares (N11 y N12) calculada a diámetro de pupila de 3 mm. La línea continua y la línea dual representa la calidad de imagen a través del foco para dos diseños N11 y N12, cuando cada diseño se usa para corregir un par de ojos. La línea discontinua representa el rendimiento binocular cuando ambos ojos funcionan juntos en combinación.

Descripción detallada

La presente descripción se describirá ahora en detalle con referencia a una o más realizaciones, algunos ejemplos de los cuales se ilustran y/o respaldan en las figuras adjuntas.

- 5 Como se define en la presente memoria, el término perfil de aberración puede ser una disposición de una o más aberraciones en una distribución monodimensional, bidimensional o tridimensional. La disposición puede ser continua o discontinua. Los perfiles de aberración pueden producirse por una disposición de uno o más perfiles de potencia, patrones de potencia y distribuciones de potencia en una distribución monodimensional, bidimensional o tridimensional. La disposición puede ser continua o discontinua. Las aberraciones pueden ser rotacionalmente simétricas o asimétricas.
- 10 Como se usa en la presente memoria, los términos “a lo largo del intervalo de distancias dióptricas” y “un intervalo de distancias dióptricas” significa un intervalo de distancias como las correspondientes a unidades equivalentes de dioptrías. Por ejemplo, un intervalo lineal de 100 cm a 50 cm corresponde a un intervalo de distancias dióptricas de 1D a 2D, respectivamente.
- 15 El rendimiento óptico y/o visual del ojo humano puede estar limitado por uno o más factores ópticos y/o visuales. Algunos de los factores pueden incluir aberraciones de frente de onda óptica monocromática y policromática y el muestreo retiniano que puede imponer un límite de Nyquist en la visión espacial. Algunos factores más pueden incluir el efecto Stiles-Crawford y/o la dispersión. Estos factores o combinaciones de estos factores pueden usarse para determinar la calidad de la imagen retiniana (RIQ), según ciertas realizaciones. Por ejemplo, la calidad de imagen retiniana (RIQ) se puede obtener midiendo las aberraciones del frente de onda del ojo con o sin una lente correctora colocada usando los ajustes apropiados usando factores tales como el efecto Stiles Crawford si es necesario. Como se describe en la presente memoria, también se pueden usar varias formas para determinar el RIQ tales como, pero no se limitan a, una relación de Strehl simple, una función de dispersión de puntos, una función de transferencia de modulación, una función de transferencia de modulación compuesta, una función de transferencia de fase, una función de transferencia óptica, una relación de Strehl en el dominio espacial, relación de Strehl en el dominio de Fourier, o combinaciones de los mismos.
- 20 La agudeza visual, como se usa en la presente memoria, puede usarse a veces como una medida de un aspecto de rendimiento visual. La medida de agudeza visual evalúa el límite cuando un objetivo visual, tal como una letra, o una letra “E” (E “iletrada”) o una letra “C” (C de Landolt), o algún otro objetivo, no puede resolverse, identificarse o presentarse correctamente por más tiempo por el paciente que está asumiendo la medida de agudeza visual. El límite está relacionado con, entre otros factores, la frecuencia espacial o frecuencias espaciales (como de finamente espaciados están los detalles del objetivo visual) del objetivo visual y el contraste del objetivo visual. El límite de la agudeza visual puede alcanzarse cuando el contraste de la imagen del objetivo visual, creado por la óptica de un ojo con o sin dispositivos ópticos adicionales, es demasiado bajo para ser discernido por el sistema visual (que incluye la retina, ruta visual y corteza visual).
- 30 El ojo de referencia u ojo modelo usado para evaluar el rendimiento de ciertas realizaciones ejemplares es el ojo modelo de Escudero-Navarro con modificaciones a las superficies lenticulares para hacerlo sustancialmente libre de aberraciones. Sin embargo, la presente descripción no está limitada a ojos de referencia u ojos modelo particulares. Otros ojos de referencia u ojos modelo pueden usarse para evaluar el rendimiento de las realizaciones descritas en la presente invención. Algunos ejemplos de dichos ojos de referencia u ojos modelo son:
- 35 a) Un ojo modelo reducido a una única superficie refractiva que abarca una superficie corneal anterior y una superficie retiniana, en donde un fluido intraocular con un cierto índice refractivo separa las dos superficies anteriores;
- b) Un ojo modelo reducido con dos superficies refractivas, que pueden formarse mediante la adición de una superficie corneal posterior al ojo modelo descrito en (a);
- 40 c) Un ojo modelo reducido con tres superficies refractivas, que pueden formarse mediante la adición de dos superficies lenticulares que se añaden al ojo modelo (a) y un índice refractivo entre las dos superficies lenticulares que es sustancialmente mayor que el índice refractivo del fluido intraocular;
- 45 d) Un ojo modelo con cuatro superficies refractivas, por ejemplo, el ojo modelo de Lotmar, el ojo modelo de Liou-Brennan o el ojo modelo de Gullstrand;
- e) Uno de los ojos modelo tratados de (a) a (d), en donde una de las superficies descritas puede ser sustancialmente esférica;
- 50 f) Uno de los ojos modelo tratados de (a) a (d), en donde una de las superficies puede ser sustancialmente no esférica;
- g) Uno de los ojos modelo tratados de (a) a (d), en donde una de las superficies puede ser sustancialmente esférica;
- h) Uno de los ojos modelo tratados de (a) a (d), en donde una de las superficies puede estar sustancialmente descentrada o inclinada;

i) Un ojo modelo modificado (d), en donde el índice refractivo entre las superficies lenticulares puede considerarse que tiene un índice refractivo en gradiente; y

j) Ojos modelo personalizados en base a los rasgos característicos medidos de un ojo humano particular o un grupo seleccionado de ojos humanos.

- 5 El rendimiento de algunas realizaciones ejemplares puede evaluarse sin trazado de rayos a través de la combinación del dispositivo óptico, lente y el ojo modelo seleccionado, sino mejor con el uso de la óptica de Fourier en donde el frente de onda definido en la superficie posterior de la lente se propaga al espacio retiniano adaptando una transformación de Fourier bidimensional.

Sección 1: Calidad de imagen retiniana (RIQ)

- 10 Con el uso de un aberrómetro de frente de onda, como un instrumento Hartmann-Shack, se pueden medir las características ópticas de un ojo candidato con o sin corrección refractiva, un ojo modelo con o sin corrección refractiva, para identificar una medida de calidad de la imagen retiniana (RIQ). En algunos ejemplos, el ojo de referencia u ojo modelo usado puede ser un modelo físico que sea anatómico y ópticamente equivalente a un ojo humano medio. En ciertos ejemplos, la RIQ se puede calcular mediante métodos de cálculo óptico como el trazado de rayos y/o la óptica de Fourier. En la presente memoria se describen varias medidas de RIQ.

(A) Relación de Strehl

- Una vez que se aprovecha la aberración de frente de onda del ojo candidato, se puede determinar la calidad de la imagen en la retina del ojo calculando la relación de Strehl simple, como se describe en la Ecuación 1. En ciertas aplicaciones, la calidad de la imagen en la retina del ojo puede caracterizarse calculando una relación de Strehl simple como se ilustra en la Ecuación 1. La relación de Strehl se puede calcular tanto en el dominio espacial (es decir, usando la función de dispersión de puntos como se muestra a continuación en la ecuación 1(a)) como en el dominio de Fourier (es decir, usando la función de transferencia óptica como se muestra a continuación en la ecuación 1(b)). La medida de la relación de Strehl está limitada entre 0 y 1, donde 1 está asociado con la mejor calidad de imagen alcanzable. En ciertas realizaciones, la calidad de imagen producida por una lente y/o dispositivo a su distancia focal puede calcularse sin el uso de ojos modelo. Por ejemplo, las ecuaciones 1(a) y 1(b) también pueden usarse sin un ojo modelo.

$$\text{Relación de Strehl en el dominio espacial} = \frac{\iint_{-\infty}^{+\infty} (|FT\{A(\rho, \theta) * \exp\left[\frac{2\pi i}{\lambda} * W(\rho, \theta)\right]\}|^2)}{\iint_{-\infty}^{+\infty} (|FT\{A(\rho, \theta) * \exp\left[\frac{2\pi i}{\lambda} * Wdiff(\rho, \theta)\right]\}|^2)}$$

Ecuación 1(a)

$$\text{Relación de Strehl en el dominio de frecuencia} = \frac{\iint_{-\infty}^{+\infty} (FT(|FT\{A(\rho, \theta) * \exp\left[\frac{2\pi i}{\lambda} * W(\rho, \theta)\right]\}|^2))}{\iint_{-\infty}^{+\infty} (FT(|FT\{A(\rho, \theta) * \exp\left[\frac{2\pi i}{\lambda} * Wdiff(\rho, \theta)\right]\}|^2))}$$

Ecuación 1(b)

(B) RIQ monocromática

- La patente de EE.UU. 7,077,522 B2 describe una métrica de visión denominada métrica de nitidez. Esta métrica se puede calcular convolucionando una función de dispersión de puntos con una función de calidad neural. Además, la patente de EE.UU. 7,357,509 describe varias métricas distintas para medir el rendimiento óptico del ojo humano. Una de esas medidas de RIQ es la relación de Strehl visual, que se calcula en el dominio de la frecuencia. En ciertas aplicaciones, la medida RIQ se caracteriza por la relación de Strehl visual, que se calcula en el dominio de la frecuencia. La Relación de Strehl visual en el dominio de la frecuencia se describe mediante la Ecuación 2 y está limitada entre 0 y 1, donde 1 está asociado con la mejor calidad de imagen alcanzable en la retina. Esta métrica aborda las aberraciones monocromáticas.

$$\text{RIQ monocromático en el dominio de frecuencia} = \frac{\iint_{-\infty}^{+\infty} CSF(f_x, f_y) * \text{real}(FT(|FT\{A(\rho, \theta) * \exp\left[\frac{2\pi i}{\lambda} * W(\rho, \theta)\right]\}|^2))}{\iint_{-\infty}^{+\infty} CSF(f_x, f_y) * (FT(|FT\{A(\rho, \theta) * \exp\left[\frac{2\pi i}{\lambda} * Wdiff(\rho, \theta)\right]\}|^2))}$$

Ecuación 2

- La medida de RIQ de la relación de Strehl visual monocromática muestra una alta correlación con la agudeza visual objetiva y subjetiva. Esta medida puede usarse para describir RIQ en ciertas realizaciones descritas. Sin embargo, otras medidas descritas en la presente memoria y alternativas a las mismas pueden usarse en el diseño de dispositivos, lentes y/o métodos ópticos.

(C) RIQ policromático

La relación de Strehl visual definida por Williams, tratada anteriormente, aborda la luz monocromática. Para adaptarse a la luz policromática, se define una métrica denominada calidad de imagen retiniana policromática (RIQ policromática) que incluye aberraciones cromáticas ponderadas con sensibilidades espectrales para longitudes de onda seleccionadas. La medida RIQ policromática se define en la Ecuación 3. En ciertas aplicaciones, la medida RIQ policromática puede usarse para describir la RIQ que se caracteriza por la Ecuación 3.

$$\text{RIQ policromático} = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \text{CSF}(f_x, f_y) * \sum_{\lambda_{\min}}^{\lambda_{\max}} (S(\lambda) * (\text{real}(\text{FT}(|\text{FT}\{A(\rho, \theta) * \exp\left[\frac{2\pi i}{\lambda} * W(\rho, \theta)\}|\right]|^2))))}{\int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \text{CSF}(f_x, f_y) * \sum_{\lambda_{\min}}^{\lambda_{\max}} (S(\lambda) * ((\text{FT}(|\text{FT}\{A(\rho, \theta) * \exp\left[\frac{2\pi i}{\lambda} * W_{\text{diff}}(\rho, \theta)\}|\right]|^2))))} d\rho d\lambda$$

Ecuación 3

(D) RIQ global monocromática

La relación de Strehl visual o RIQ monocromática tratada en la presente memoria y en la subsección B aborda principalmente la visión en el eje. Como se usa en la presente memoria, a menos que el contexto requiera claramente lo contrario, "en el eje" es una referencia a uno o más del eje óptico, visual o papilar. Para acomodarse a la vista de gran angular (es decir, el campo visual periférico), se define una métrica denominada calidad de imagen retiniana global (GRIQ) que incluye el intervalo de excentricidades del campo visual. Una medida GRIQ monocromática se define en la Ecuación 4. En ciertas aplicaciones, la medida GRIQ monocromática se caracteriza por la Ecuación 4.

$$\text{RIQ global monocromática en el dominio de frecuencia} = \frac{\int_{\lambda_{\min}}^{\lambda_{\max}} \int_{\varphi_{\min}}^{\varphi_{\max}} \left\{ \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \text{CSF}(f_x, f_y) * \text{real}(\text{FT}(|\text{FT}\{A(\rho, \theta) * \exp\left[\frac{2\pi i}{\lambda} * W(\rho, \theta)\}|\right]|^2)) \right\} d\varphi d\lambda}{\int_{\lambda_{\min}}^{\lambda_{\max}} \int_{\varphi_{\min}}^{\varphi_{\max}} \left\{ \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \text{CSF}(f_x, f_y) * (\text{FT}(|\text{FT}\{A(\rho, \theta) * \exp\left[\frac{2\pi i}{\lambda} * W(\rho, \theta)\}|\right]|^2)) \right\} d\varphi d\lambda}$$

Ecuación 4

(E) RIQ global policromática

Otra forma de métrica RIQ que se acomoda a la luz policromática y la vista de gran angular (es decir, el campo visual periférico), se define una métrica denominada calidad de imagen retiniana global policromática (GRIQ) que incluye aberraciones cromáticas ponderadas con sensibilidades espectrales para longitudes de onda e intervalo de las excentricidades del campo visual seleccionados. Una medida GRIQ policromática se define en la Ecuación 5. En ciertas aplicaciones, la medida GRIQ policromática se caracteriza por la Ecuación 5.

$$\text{RIQ Global policromático} = \frac{\int_{\lambda_{\min}}^{\lambda_{\max}} \int_{\varphi_{\min}}^{\varphi_{\max}} \left\{ \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \text{CSF}(f_x, f_y) * \sum_{\lambda_{\min}}^{\lambda_{\max}} (S(\lambda) * (\text{real}(\text{FT}(|\text{FT}\{A(\rho, \theta) * \exp\left[\frac{2\pi i}{\lambda} * W(\rho, \theta)\}|\right]|^2)))) \right\} d\varphi d\lambda}{\int_{\lambda_{\min}}^{\lambda_{\max}} \int_{\varphi_{\min}}^{\varphi_{\max}} \left\{ \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \text{CSF}(f_x, f_y) * \sum_{\lambda_{\min}}^{\lambda_{\max}} (S(\lambda) * ((\text{FT}(|\text{FT}\{A(\rho, \theta) * \exp\left[\frac{2\pi i}{\lambda} * W_{\text{diff}}(\rho, \theta)\}|\right]|^2)))) \right\} d\varphi d\lambda}$$

Ecuación 5

En las Ecuaciones 1 a 5:

f especifica la frecuencia espacial probada, esta puede estar en el intervalo de $F_{\min}$ a $F_{\max}$ (que indica los límites de frontera en el contenido de frecuencia espacial), por ejemplo $F_{\min} = 0$ ciclos/grado; $F_{\max} = 30$ ciclos/grado; f_x y f_y especifica la frecuencia espacial probada en las direcciones x e y;

CSF (f_x, f_y) indica una función de sensibilidad al contraste, que en forma simétrica se puede definir como $\text{CSF}(F) = 2.6(0.0192 + 0.114 \cdot f)^{-0.114 \cdot f + 1.1}$;

FT indica, en una forma de la ecuación, una transformada de Fourier 2D, por ejemplo, una transformada rápida de Fourier 2D;

$A(\rho, \theta)$ y $W(\rho, \theta)$ indican la función de amplitud de la pupila a lo largo del diámetro de la pupila y el frente de onda del caso de prueba, respectivamente;

$W_{diff}(\rho, \theta)$ indica el frente de onda del caso limitado por difracción;

ρ y θ son coordenadas polares normalizadas, donde ρ representa la coordenada radial y θ representa la coordenada angular o el acimut;

λ indica la longitud de onda;

5 α indica el ángulo de campo;

ϕ indica el ángulo del meridiano;

$S(\lambda)$ indica la sensibilidad espectral.

El frente de onda, por ejemplo, se puede escribir como un conjunto de funciones de polinomios estándar de Zernike hasta el orden deseado, como se describe a continuación,

$$W(\rho, \theta) = \sum_{i=1}^k a_i Z_i(\rho, \theta)$$

10

Donde, a_i indica el coeficiente i^{avo} del polinomio de Zernike

$Z_i(\rho, \theta)$, indica el término i^{avo} del polinomio de Zernike

'k', representa el término más alto de la expansión

15

Estos polinomios se pueden representar en el formato de la Sociedad Óptica de América o en el formato de Malacara u otros formatos de expansión de polinomios de Zernike disponibles. Además del método de Zernike para construir el frente de onda y/o la fase del frente de onda, también se pueden adoptar otros métodos distintos de Zernike para la construcción del frente de onda, es decir, la expansión de Fourier, la expansión de Taylor, las funciones de Bessel, incluso polinomios, polinomios impares, suma de senos, suma de cosenos, supercónicos, asferas tipo Q, B-splines, ondículas o combinaciones de los mismos. Las funciones de sensibilidad espectral pueden seleccionarse para el uso en la ecuación 5, por ejemplo, a partir de la media de población; condiciones de iluminación específicas tales como condiciones fotópicas, mesópicas o escotópicas; medias de subpoblación tales como grupo de edad específica; una individual específica o combinaciones de las mismas.

20

(F) Tiempo de exposición al impulso miópico integrado de la métrica RIQ global

25

Los factores tratados en la presente memoria con respecto a las variantes de RIQ incluyen uno o más de los siguientes: aberración de frente de onda, cromaticidad y sensibilidad espectral, efecto Stiles-Crawford de primer tipo y rendimiento óptico y/o visual en la retina periférica. Otro factor que puede incluirse es la cantidad de tiempo que se pasa en varios estados acomodativos en un día medio (la cantidad diaria de trabajo de cerca), también conocido como tiempo de exposición al impulso miope, T (A). Esto proporciona la siguiente variante GRIQ:

$$\int_{A_{min}}^{A_{max}} T(A) * GRIQ (dA)$$

Ecuación 6

30

(G) Otras posibles medidas RIQ

Como se trata en la presente memoria, también se pueden usar otras medidas de RIQ en el diseño de dispositivos, lentes y/o métodos. Un ejemplo de una medida RIQ alternativa es la función de transferencia de modulación simple (MTF). Haciendo referencia a la Ecuación 2, se forma una MTF policromática calculando el módulo de la parte real de la función de transferencia óptica y además excluyendo la etapa de convolución con la función CSF. Se forma una MTF monocromática si $S(\lambda)$ también se elimina de la Ecuación 2.

35

Otras medidas de RIQ usadas en los diseños de dispositivos, lentes y/o métodos pueden incluir la relación de beneficio multifocal. Haciendo referencia a la Ecuación 2, una métrica de relación de beneficio multifocal puede calcularse dividiendo la métrica de RIQ para el diseño con la métrica de RIQ obtenida para una única lente de visión. Esta relación de beneficio multifocal puede calcularse además a diversas vergencias dióptricas, proporcionando así la relación de beneficio multifocal a través del foco.

40

Puede incluirse el n° de inversiones de fase como otra medida de RIQ usada en los diseños de dispositivos, lentes y/o métodos. La métrica del número de inversiones de fase puede obtenerse a partir de la función de transferencia de fase. La función de transferencia de fase se obtiene como el ángulo tangente inverso de la parte imaginaria de la función de transferencia óptica dividido por la parte real de la función de transferencia óptica. Se pueden implementar

rutinas de optimización no lineales para encontrar soluciones de diseños que reduzcan el número de inversiones de fase a lo largo de un intervalo de vergencia dióptrica.

Otra medida de RIQ que puede usarse en los diseños de dispositivos, lentes y/o métodos es incluir una información de la función de transferencia de fase en los cálculos de RIQ monocromática o relación de Strehl visual. Por ejemplo, un método para incluir la información de transferencia de fase en los cálculos de la relación de Strehl visual es convolucionar la parte real de la función de transferencia óptica en la Ecuación 2 con el coseno de la función de transferencia de fase como se describe en la ecuación 7.

RIQ monocromática en el dominio de frecuencia con PTF

$$= \frac{\iint_{-\infty}^{+\infty} CSF(f_x, f_y) * \cos(PTF(f_x, f_y)) * \text{real}(FT(|FT\{A(\rho, \theta) * \exp\left[\frac{2\pi i}{\lambda} * W(\rho, \theta)\right]\}|^2))}{\iint_{-\infty}^{+\infty} CSF(f_x, f_y) * \cos(PTF(f_x, f_y)) * (FT(|FT\{A(\rho, \theta) * \exp\left[\frac{2\pi i}{\lambda} * Wdiff(\rho, \theta)\right]\}|^2))}$$

Ecuación 7

Otra medida de RIQ que puede usarse en los diseños de dispositivos, lentes y/o métodos es incluir una función de sensibilidad de contraste ponderada e información de la función de transferencia de fase ponderada en los cálculos de RIQ monocromática.

RIQ monocromática en el dominio de frecuencia con PTF y CSF ponderadas

$$= \frac{\iint_{-\infty}^{+\infty} (a * CSF(f_x, f_y)) * (b * \cos(PTF(f_x, f_y))) * \text{real}(FT(|FT\{A(\rho, \theta) * \exp\left[\frac{2\pi i}{\lambda} * W(\rho, \theta)\right]\}|^2))}{\iint_{-\infty}^{+\infty} (a * CSF(f_x, f_y)) * (b * \cos(PTF(f_x, f_y))) * (FT(|FT\{A(\rho, \theta) * \exp\left[\frac{2\pi i}{\lambda} * Wdiff(\rho, \theta)\right]\}|^2))}$$

Ecuación 8

Donde a y b son pesos aplicados a CSF (fx, fy) y PTF (fx, fy) respectivamente.

Otra medida de RIQ que puede usarse en los diseños de dispositivos, lentes y/o métodos es incluir la función de sensibilidad de contraste individualizada para un ojo humano particular.

RIQ monocromática en el dominio de frecuencia para un ojo humano particular

$$= \frac{\iint_{-\infty}^{+\infty} (Indv_CSF(f_x, f_y)) * \cos(PTF(f_x, f_y)) * \text{real}(FT(|FT\{A(\rho, \theta) * \exp\left[\frac{2\pi i}{\lambda} * W(\rho, \theta)\right]\}|^2))}{\iint_{-\infty}^{+\infty} (Indv_CSF(f_x, f_y)) * \cos(PTF(f_x, f_y)) * (FT(|FT\{A(\rho, \theta) * \exp\left[\frac{2\pi i}{\lambda} * Wdiff(\rho, \theta)\right]\}|^2))}$$

Ecuación 9

Donde Indv_CSF es la función de sensibilidad de contraste de un ojo humano particular para el que se está aplicando el dispositivo óptico, lente y/o método.

Otras medidas de RIQ que pueden usarse en los diseños de dispositivos, lentes y/o métodos pueden incluir el análisis de correlación bidimensional en el dominio espacial. El análisis de correlación bidimensional en el dominio espacial se realiza obteniendo el coeficiente de correlación cuando la función de dispersión de puntos del diseño optimizado está correlacionada con la función de dispersión de puntos del sistema limitado de difracción. Dichos coeficientes de correlación pueden obtenerse para numerosas configuraciones que abarcan diversos diámetros y/o intervalos de distancia de la pupila. El coeficiente de correlación obtenido puede oscilar de -1 a 1, donde los valores cercanos a -1 indican una correlación negativa alta, los valores cercanos a 0 indican una mala correlación y los valores cercanos a 1 indican una correlación positiva alta. Para el fin del análisis de correlación, pueden usarse imágenes simuladas para el análisis de correlación que se obtienen convolucionando la función de dispersión de puntos con los objetos en el espacio de la imagen.

Otras medidas de RIQ que pueden usarse en los diseños de dispositivos, lentes y/o métodos pueden incluir el análisis de correlación bidimensional en el dominio de la frecuencia. El análisis de correlación bidimensional en el dominio de la frecuencia se realiza obteniendo el coeficiente de correlación cuando la función de transferencia óptica del diseño optimizado está correlacionada con la función de transferencia óptica del sistema limitado de difracción. Dichos coeficientes de correlación pueden obtenerse para numerosas configuraciones que abarcan diversos diámetros y/o intervalos de distancia de la pupila. El coeficiente de correlación obtenido puede oscilar de -1 a 1, donde los valores cercanos a -1 indican una correlación negativa alta, los valores cercanos a 0 indican una pobre correlación y los valores

cercanos a 1 indican una correlación positiva alta. Para el fin del análisis de correlación, puede seleccionarse una de las siguientes variables de entrada: parte real de la función de transferencia óptica, parte imaginaria de la función de transferencia óptica, función de transferencia de modulación y función de transferencia de fase.

Sección 2: RIQ a través del foco

5 Según la invención RIQ también puede considerarse anterior y/o posterior a la retina. La RIQ anterior y/o posterior a la retina se denomina "RIQ a través del foco" en la presente memoria y se abrevia como TFRIQ en la presente memoria. De manera similar, la RIQ en y/o alrededor de la retina también se puede considerar en un intervalo de distancias focales (es decir, cuando el ojo acomoda, lo que provoca cambios en las características refractivas del ojo además de cambiar la distancia focal). Ciertas realizaciones inventivas consideran no solo la RIQ en la retina, sino también el
10 cambio en la RIQ a través de foco. Esto contrasta con un enfoque que puede, por ejemplo, considerar solo la RIQ en la retina y/o una integral o suma de medidas de RIQ en o alrededor de la retina. Por ejemplo, ciertos ejemplos de las lentes, dispositivos y/o métodos descritos en la presente memoria tienen efecto, o están diseñados para tener efecto en un ojo con características refractivas particulares, un cambio o control sobre el grado o la tasa de cambio en RIQ en las direcciones anterior a la retina (es decir, la dirección desde la retina hacia la córnea) y/o posterior a la retina. Ciertas realizaciones inventivas también efectúan, o se diseñan para efectuar, un cambio o control sobre la variación
15 en RIQ con la distancia focal. Por ejemplo, se pueden identificar varios diseños de lentes candidatos efectuando un cambio en la RIQ en la dirección posterior a la retina y luego se puede identificar un solo diseño o subconjunto de diseños teniendo en cuenta la variación en RIQ con el cambio en la distancia focal. En ciertas realizaciones, que no son parte del concepto inventivo, el proceso descrito anteriormente se invierte. En particular, se selecciona un conjunto de diseños en base a los cambios en RIQ en la retina con la distancia focal. La selección dentro del conjunto se hace luego con referencia a la TFRIQ. En ciertas realizaciones inventivas, se lleva a cabo un único proceso de evaluación que combina la consideración de TFRIQ y los cambios de RIQ en la retina con la distancia focal. Por ejemplo, se puede usar una medida media de RIQ con cambios en la distancia focal para identificar un diseño. La medida media puede dar más peso a distancias focales particulares (p. ej., visión de lejos, visión intermedia y visión de cerca y, por
20 lo tanto, puede ponderarse de manera diferente).

Por ejemplo, una medida media de RIQ con los cambios en la distancia focal puede usarse para identificar un diseño que puede usarse con ciertos dispositivos, lentes y/o métodos descritos en la presente memoria. Por ejemplo, una medida de RIQ promediada sobre un intervalo de distancias focales. La medida media puede ser una medida media ponderada que puede dar más peso o énfasis a las distancias focales particulares (p. ej., visión de lejos, visión
30 intermedia y visión de cerca y por lo tanto puede ponderarse de manera diferente).

Según la invención RIQ también se considera anterior y/o posterior a la retina. La RIQ anterior y/o posterior a la retina se denomina "RIQ a través del foco" en la presente memoria y se abrevia como TFRIQ. De manera similar, la RIQ en y/o alrededor de la retina puede considerarse también sobre un intervalo de longitudes focales. Por ejemplo, cuando el ojo acomoda, lo que provoca cambios en las características refractivas del ojo también cambia la distancia focal. Ciertas realizaciones inventivas pueden considerar no solo RIQ en la retina, sino también el cambio en la RIQ a través
35 del foco. Esto está en contraste con un enfoque que puede considerar, por ejemplo, solo la RIQ en la retina y/o una integral o suma de medidas de RIQ en o alrededor de la retina. Por ejemplo, ciertos ejemplos de las lentes, dispositivos y/o métodos descritos en la presente memoria efectúan, o están diseñados para efectuar, para un ojo con características refractivas particulares, un cambio o control sobre el grado o la tasa de cambio en RIQ en las direcciones anterior a la retina (es decir, la dirección desde la retina hacia la córnea) y/o posterior a la retina. Ciertas realizaciones inventivas pueden además efectuar, o estar diseñadas para efectuar, un cambio o control sobre la variación en RIQ con la distancia focal. Por ejemplo, pueden identificarse varios diseños de lentes candidatos efectuando un cambio en la RIQ en la dirección posterior a la retina y después puede identificarse un único diseño o subconjunto de diseños teniendo en cuenta la variación en RIQ con el cambio en la distancia focal. En algunas
40 realizaciones inventivas, el proceso descrito anteriormente se revierte. En particular, un conjunto de diseños se selecciona en base a los cambios en RIQ en la retina con distancia focal. Después se hace la selección en el conjunto con referencia a la TFRIQ. En algunas realizaciones inventivas, se lleva a cabo un único proceso de evaluación que combina la consideración de TFRIQ y los cambios de RIQ en la retina con la distancia focal. Por ejemplo, una medida media de RIQ con cambios en la distancia focal puede usarse para identificar un diseño que puede usarse con ciertos dispositivos, lentes y/o métodos descritos en la presente memoria. La medida media puede dar más peso a las distancias focales particulares (p. ej., visión de lejos, visión intermedia y visión de cerca y por lo tanto pueden ponderarse de manera diferente). En ciertas realizaciones, (a) a través del enfoque de RIQ y/o (b) los cambios de RIQ en la retina con la distancia focal se consideran para uno o más de los siguientes, en donde solo una combinación con
45 (a) o (a) solo es parte del concepto inventivo: i) en el eje, ii) integrado alrededor del eje, por ejemplo en un área correspondiente a o que se aproxima al tamaño de una pupila, con o sin consideración del efecto de Stiles-Crawford, iii) fuera del eje (donde fuera del eje significa una ubicación, un conjunto de ubicaciones y/o una integral de ubicaciones en la retina fuera de la fovea, que puede ser donde se enfoca la luz en ángulos de campo de más de aproximadamente 10 grados), y iv) una o más combinaciones de i) a iii). En ciertas aplicaciones, los ángulos de campo son de aproximadamente 15 o más, 20 o más, 25 o más o 30 o más grados.

60 Si bien la descripción en la presente memoria se refiere a medidas cuantitativas de RIQ, las medidas cualitativas también se pueden usar para ayudar en el proceso de diseño de un perfil de aberración además de las medidas cuantitativas. Por ejemplo, la relación de Strehl visual en una ubicación de enfoque directo concreta se calcula o

determina en base a la función de dispersión de puntos. Como se puede ver en las imágenes de ejemplo a las que se hace referencia en la siguiente sección, la función de dispersión de puntos se puede evaluar visualmente. Esto proporciona un método de evaluación cualitativa a través del foco.

- 5 En algunas realizaciones que no son parte del concepto inventivo, una calidad de imagen producida por una lente y/o dispositivo a su distancia focal se calcula sin el uso de un ojo modelo. La calidad de imagen producida por una lente y/o un dispositivo puede calcularse anterior y/o posterior a la distancia focal de la lente y/o dispositivo. La calidad de imagen anterior y/o posterior a la distancia focal puede denominarse como calidad de imagen a través del foco. El intervalo a través del foco tiene un final de potencia negativa y positiva respecto a la distancia focal.

Sección 3: Aberraciones que afectan a la calidad de la imagen en la retina y TFRIQ

- 10 La influencia de las aberraciones de bajo orden en RIQ y TFRIQ es conocida en la técnica. El uso de aberraciones correctivas de orden inferior representa un método tradicional de corrección de errores refractivos para un ojo. En consecuencia, la identificación de un perfil de aberración que consiste en aberraciones de bajo orden para corregir el desenfoque y el astigmatismo no se describirá en detalle en la presente memoria.

- 15 La influencia de las aberraciones de alto orden (HOA) en la calidad de la imagen se demuestra en la Figura 3 a partir de las funciones de dispersión de puntos bidimensionales de enfoque directo (300). En la Figura 3, las filas muestran las funciones de dispersión de puntos para una selección de aberraciones y el eje horizontal muestra el grado de desenfoque para la aberración relevante, en dioptrías.

- 20 En la figura 3 se ilustran ejemplos de HOA en calidad de imagen, según ciertas realizaciones. Esto se ilustra mediante las funciones 300 de dispersión de puntos bidimensionales de enfoque directo ilustradas en la Figura 3. En la Figura 3, las filas muestran las funciones de dispersión de puntos para una selección de aberraciones y el eje horizontal muestra el grado de desenfoque para cierta aberración relevante, en dioptrías.

- 25 Las funciones de dispersión de puntos sin aberraciones de alto orden 302 (en el ejemplo ilustrado, las imágenes en la retina en un ojo con miopía o hipermetropía solas), con coma vertical 306 solo, y con trefoil horizontal 308 solo, permanecen simétricas con desenfoque positivo y negativo. Con aberraciones esféricas primarias positivas y negativas, ya sea solas 304 o en combinación 310 con coma y/o trefoil, el enfoque directo en la función de dispersión puntual es asimétrico para el desenfoque positivo y negativo. Con ciertos HOA, el desenfoque positivo y negativo tiene efectos desiguales en la calidad de la imagen. Puede verse que estos efectos desiguales son más pronunciados para las aberraciones esféricas. Los HOA que exhiben efectos asimétricos en la RIQ, la agudeza visual y/o la sensibilidad al contraste tienen aplicación en algunos de las lentes, dispositivos y/o métodos descritos en la presente memoria.

- 30 Las interacciones que ocurren entre HOA y el desenfoque influyen en la TFRIQ. Algunos HOA interactúan favorablemente con el desenfoque para mejorar la RIQ, mientras que otros interactúan desfavorablemente para causar la degradación de la RIQ. Las aberraciones oculares de alto orden que se miden con más frecuencia incluyen la aberración esférica, el coma y el trefoil. Aparte de estos, los perfiles de HOA obtenidos con algunos diseños ópticos multifocales precipitan magnitudes considerables de aberraciones de frente de onda, a menudo expresadas hasta el orden 10 en la representación con polinomios de Zernike.

- 35 En términos generales, en la pirámide de Zernike, los términos más cercanos al centro suelen ser más influyentes o útiles, cuando se miden en términos de los efectos ópticos resultantes, que los del borde/esquina. Esto puede deberse a que los términos más alejados del centro tienen un área plana relativamente grande en el frente de onda en comparación con aquellos cuya frecuencia angular está más cerca de cero. En ciertas aplicaciones, los términos de Zernike que tienen el potencial más alto, o un potencial sustancialmente mayor, para interactuar con el desenfoque son, por ejemplo, los términos con un orden radial par que tienen un componente de frecuencia angular cero, es decir, los coeficientes de Zernike de cuarto, sexto, octavo y décimo orden, que representan aberraciones esféricas primarias, secundarias, terciarias y cuaternarias. También se pueden usar otros coeficientes de Zernike que representen otro orden de aberración esférica.

- 45 La descripción anterior de las aberraciones identifica algunas de las aberraciones que afectan a la RIQ retiniana y a la RIQ a través del foco. La descripción no es, ni pretende ser, una descripción exhaustiva de las diversas aberraciones que afectan a la RIQ retiniana y a la RIQ a través del foco. En varias realizaciones, se pueden considerar aberraciones adicionales que afectan a la RIQ retiniana y/o la RIQ a través del foco, identificándose las aberraciones relevantes teniendo en cuenta el estado refractivo actual del sistema ocular (es decir, el ojo junto con lentes o dispositivos ópticos que afectan al frente de onda recibido por la retina) y una RIQ retiniana/RIQ a través del foco objetivo.

Sección 4: Optimización de RIQ

- 55 Cuando se diseña y/o selecciona un cambio requerido en el estado refractivo de un ojo, normalmente se realiza una medida de RIQ y de RIQ a través del foco para ciertas realizaciones descritas. En particular, normalmente se realiza la búsqueda de una magnitud y signo de desenfoque que interactúe con una o más de las aberraciones relevantes y produzca una RIQ aceptable y una RIQ a través del foco. La búsqueda se realiza para la mejor combinación o al menos una aceptable de RIQ y RIQ a través del foco. En ciertas realizaciones, la combinación seleccionada se determina evaluando la RIQ y la RIQ a través del foco y seleccionando la combinación que es adecuada, está

sustancialmente optimizada u optimizada para la aplicación. En ciertas realizaciones descritas en la presente memoria, se usa una función de mérito $S=1/RIQ$ para este fin. En ciertas realizaciones, la aproximación de una función de mérito $S = 1/RIQ$ puede usarse para este fin.

La identificación de coeficientes de aberración que optimicen, u optimicen sustancialmente, la RIQ en la retina se puede lograr, en ciertas realizaciones; encontrando un valor mínimo, o sustancialmente mínimo, de la función S. Considerar la rutina de optimización de RIQ en un intervalo de distancias dióptricas (a través del foco) agrega complejidad al proceso de optimización. Se pueden utilizar varios métodos para abordar esta complejidad.

Un ejemplo es usar una rutina de optimización no restringida, no lineal, sobre el grupo elegido de coeficientes SA de Zernike como variables, según ciertas realizaciones. Se puede incorporar un elemento aleatorio, ya sea automático y/o a través de la intervención humana para cambiar a diferentes ubicaciones a fin de encontrar mínimos locales alternativos de la función S. Los criterios por los cuales la rutina de optimización evalúa el rendimiento pueden ser una combinación de RIQ retiniano y el mantenimiento de RIQ a través del foco dentro de límites predefinidos de la RIQ retiniana. Los límites se pueden definir de varias maneras, por ejemplo, como un intervalo sobre el valor de la RIQ retiniana. El intervalo puede ser fijo (p. ej., más o menos 0.15 para la relación de Strehl visual o una medida similar) o puede variar (p. ej., estar dentro de una tasa de cambio definida al aumentar la distancia desde la retina). En ciertas realizaciones, el intervalo se puede fijar a uno o más de los siguientes intervalos: más o menos 0.05, o más o menos 0.1 o más o menos 0.15. Estos intervalos se pueden usar con uno o más de lo siguiente: una relación de Strehl simple, una función de dispersión de puntos, una función de transferencia de modulación, una función de transferencia de fase, una función de transferencia óptica, una relación de Strehl en el dominio de Fourier o combinaciones de las mismas.

Como se explica con más detalle en la presente memoria, la función objetivo para TFRIQ puede cambiar dependiendo de si el objetivo de la función de mérito es proporcionar una TFRIQ con una pendiente que proporcione un estímulo para inhibir o estimular el crecimiento ocular del ojo candidato, bajo una explicación por retroalimentación óptica de la emetropización, al menos en ciertas realizaciones. En algunas otras aplicaciones, por ejemplo, la corrección para mejorar la presbicia, el objetivo de la función de mérito es proporcionar una TFRIQ con una pendiente baja aceptable en magnitud o una pendiente que es sustancialmente igual a cero. En algunas otras realizaciones de presbicia, se puede considerar una pendiente con una magnitud aceptablemente baja para TFRIQ a partir de uno o más de los siguientes: a) pendiente de TFRIQ alrededor de cero, b) pendiente de TFRIQ igual a cero, c) pendiente de TFRIQ mayor que cero y menos de 0.25 por dioptría, d) pendiente de TFRIQ mayor que -0.25 y menor que cero por dioptría, e) pendiente de TFRIQ mayor que cero y menor que 0.5 por dioptría o f) pendiente de TFRIQ mayor que -0.5 y menor que cero por dioptría.

Otro enfoque es limitar el número de posibles combinaciones de perfiles de aberración. Una forma de limitar los posibles valores de aberración es especificar que los coeficientes de Zernike solo pueden tener valores correspondientes a incrementos de 0.05 μm de enfoque u otro intervalo de incremento. En ciertas realizaciones, los coeficientes de Zernike pueden tener valores correspondientes a incrementos de aproximadamente 0.01 μm , aproximadamente 0.02 μm , aproximadamente 0.03 μm , aproximadamente 0.04 μm o aproximadamente 0.05 μm . En ciertas realizaciones, los coeficientes de Zernike pueden tener valores correspondientes a incrementos de 0.01 μm , 0.02 μm , 0.03 μm , 0.04 μm o 0.05 μm . En ciertas realizaciones, los coeficientes de Zernike pueden tener valores correspondientes a incrementos seleccionados dentro de uno o más intervalos de los siguientes: 0.005 μm a 0.01 μm , 0.01 μm a 0.02 μm , 0.02 μm a 0.03 μm , 0.03 μm a 0.04 μm , 0.04 μm a 0.05 μm , o de 0.005 μm a 0.05 μm . El intervalo se puede seleccionar teniendo en cuenta los recursos computacionales disponibles. Al limitar el número de valores de coeficiente permitidos, es posible simular el rendimiento de una parte sustancial de los perfiles de aberración formados por las combinaciones de coeficientes de Zernike, después de lo cual se pueden identificar aquellos con la RIQ en el eje y la RIQ de enfoque mejor o aceptable. Los resultados de este proceso se pueden usar para restringir un análisis más preciso, por ejemplo, volviendo a una rutina de optimización con valores de coeficiente dentro de un intervalo pequeño alrededor de una combinación candidata identificada de aberraciones de alto orden.

Sección 5: Control del estímulo para la emetropización mediante retroalimentación óptica

Se puede identificar que una persona corre el riesgo de desarrollar miopía en base a, por ejemplo, uno o más de los siguientes indicadores, incluido si sus padres experimentaron miopía y/o miopía, su origen étnico, factores de estilo de vida, factores ambientales, cantidad de trabajo de cerca, etc. También se pueden usar otras indicaciones o combinaciones de indicadores, según ciertas realizaciones. Por ejemplo, se puede identificar que una persona corre el riesgo de desarrollar miopía si su ojo y/u ojos tienen una RIQ en la retina que mejora en la dirección del crecimiento del ojo. La RIQ se puede obtener con o sin la corrección refractiva que esté actualmente en uso (por ejemplo: con o sin una prescripción actual de gafas o lentes de contacto). En ciertas realizaciones, el uso de RIQ mejorado en la dirección del crecimiento del ojo puede usarse solo o junto con uno o más indicadores, por ejemplo, los otros indicadores enumerados en la presente memoria.

Desde una perspectiva, el proceso de emetropización se puede explicar bajo un mecanismo de retroalimentación óptico que se basa en RIQ en la retina y/o la pendiente de TFRIQ en la dirección anterior-posterior a la retina. Según esta perspectiva sobre la emetropización, el ojo candidato es estimulado para crecer hasta la posición en la que la función de mérito S de la rutina de optimización se minimiza o se minimiza sustancialmente. Bajo esta explicación del

proceso de emetropización, al menos para los ojos humanos, si la ubicación de un mínimo local o global de la función de mérito S, entonces el ojo puede ser estimulado para crecer más, en ciertas realizaciones. En otra aplicación más, el mínimo sustancial de la rutina de optimización de la función de mérito puede ser un mínimo local o un mínimo global. En otras aplicaciones, si la ubicación de un mínimo local o global de la función de mérito S es posterior a la retina o si la RIQ a través del foco mejora después de la retina, entonces se puede estimular el ojo para que crezca más. Por ejemplo, si la ubicación de un mínimo local o global de la función de mérito S se encuentra en la retina o anterior a la retina, entonces el ojo puede permanecer en la misma longitud.

La siguiente descripción en la presente memoria describe cómo las combinaciones de HOA seleccionadas pueden afectar un cambio en la RIQ a través del foco. Estas aberraciones pueden incorporarse fácilmente en una lente, dispositivo óptico y/o usarse en un método para cambiar el perfil de aberración del frente de onda de la luz entrante recibida por la retina.

En ciertas realizaciones, las caracterizaciones de estas aberraciones pueden incorporarse fácilmente en una lente, dispositivo óptico y/o usarse en un método para cambiar el perfil de aberración del frente de onda de la luz entrante recibida por la retina. Esto proporciona un mecanismo por el cual ciertas realizaciones pueden cambiar el estado refractivo de un ojo candidato. En ciertas realizaciones, la lente, el dispositivo óptico y/o el método incluirán al menos las características de aberración de las realizaciones para alterar el estado refractivo de un ojo candidato.

Como se describe con más detalle en la presente memoria, lograr una TFRIQ objetivo se considera junto con lograr u obtener una RIQ en el eje sustancialmente más cercano de un objetivo en la retina para una distancia focal particular, que generalmente es visión de lejos, en ciertas realizaciones. En ciertas aplicaciones, uno o más de los siguientes que se denominan visión de lejos son objetos mayores de 6 metros. En otras aplicaciones, se puede considerar una TFRIQ objetivo para otra distancia focal alternativa a la visión de lejos, por ejemplo, visión intermedia o visión de cerca. En algunas aplicaciones, la visión intermedia se puede definir como el intervalo de aproximadamente 0.5 a 6 metros. En algunas aplicaciones, la visión de cerca se puede definir como el intervalo de 0.3 a 0.5 metros.

Como se describe en más detalle en la presente memoria, lograr una TFRIQ objetivo se considera junto con lograr u obtener una RIQ en el eje sustancialmente más cercano que el objetivo en la retina para una distancia focal particular, que es típicamente la visión de lejos. Uno o más de los siguientes se denominan como objetivos de visión de lejos mayores de 6 metros. En algunas realizaciones, una FRIQ objetivo puede considerarse para otra distancia focal alternativa a la visión de lejos, por ejemplo la visión intermedia o la visión de cerca. En algunas realizaciones, la visión intermedia puede definirse como el intervalo de aproximadamente 0.5 a 6 metros. En algunas aplicaciones, la visión de cerca puede definirse como el intervalo entre 0.3 a 0.5 metros.

Para los ejemplos descritos en la presente memoria, la RIQ se evaluó o se caracterizó mediante el uso de la Relación de Strehl Visual que se muestra en la Ecuación 2.

(A) Aberración esférica primaria, coma y trefoil

Las interacciones entre la aberración esférica primaria, el coma y el trefoil y su efecto sobre el crecimiento ocular se pueden describir o caracterizar usando una función de fase de frente de onda definida mediante términos de desenfoque, aberración esférica primaria (PSA), coma y trefoil de una expansión estándar de Zernike. También son posibles otras formas.

El tamaño de la pupila se fijó en 4 mm y los cálculos se realizaron a una longitud de onda de 589 nm. Con el fin de evaluar los efectos de los perfiles de aberración en el crecimiento ocular, se supuso que una ubicación de un mínimo de la función S descrita anteriormente posterior a la retina proporciona un estímulo para el crecimiento en esa ubicación y que no habrá estímulo para el crecimiento del ojo si el mínimo de la función S está en o delante de la retina. En otras palabras, se supone que la imagen formada en la retina proporciona un estímulo al crecimiento para minimizar la función S. El intervalo de valores de PSA, coma horizontal y vertical y trefoil horizontal y vertical que se usaron en las simulaciones son:

PSA	= (-0.30, -0.15, 0.00, 0.15, 0.30) μm
coma horizontal	= (-0.30, -0.15, 0.00, 0.15, 0.30) μm
coma vertical	= (-0.30, -0.15, 0.00, 0.15, 0.30) μm
trefoil horizontal	= (-0.30, -0.15, 0.00, 0.15, 0.30) μm y
Trefoil vertical	= (-0.30, -0.15, 0.00, 0.15, 0.30) μm

Con un total de 3125 combinaciones probadas, en general se observó que la aberración esférica gobernaba principalmente la dirección de mejora de RIQ.

Las Figuras 4 a 7 ilustran el estímulo para el crecimiento del ojo resultante de TFRIQ para una selección de combinaciones, en particular los efectos combinados de PSA junto con coma horizontal y vertical, y junto con trefoil horizontal y vertical, de acuerdo con ciertas realizaciones. Las figuras 4 a 7 están en una escala continua y el blanco (0) indica que no hay progresión y la transición de gris a negro indica la cantidad de progresión en dioptrías.

La Figura 4 muestra un gráfico 400 de la interacción de la aberración esférica primaria y el coma horizontal. El gráfico gris indica la cantidad de progresión de la miopía que se estimula mediante la combinación de estas dos aberraciones, donde el blanco 402 indica que no hay estímulo para la progresión y los tonos hacia el negro 404 indican el estímulo para la progresión de la miopía (en este caso hasta -0.8D) como resultado de PSA combinado con coma horizontal. La figura 5 muestra un gráfico 500 de progresión de la miopía como una función de la interacción de la aberración esférica primaria y el coma vertical. Como en la Figura 4, las áreas blancas 502 indican que no hay estímulo para la progresión y las áreas oscuras 504 indican estímulo para la progresión. La Figura 6 muestra un gráfico 600 de la interacción de la aberración esférica primaria y el trefoil horizontal. La Figura 7 muestra un gráfico 700 de la progresión de la miopía en base a la interacción de la aberración esférica primaria y el trefoil vertical. Para las combinaciones mostradas en las Figuras 4 a 7, aproximadamente el 52 % de las combinaciones proporcionan un estímulo para estimular el crecimiento de los ojos.

En consecuencia, el estímulo para el crecimiento ocular puede eliminarse controlando el estado refractivo de un ojo para que esté dentro de una o más de las áreas blancas de las Figuras 4 a 7. Esto puede lograrse, por ejemplo, diseñando una lente o un dispositivo óptico que cuando se aplica modifica las características refractivas del ojo, para dar por resultado que la retina del ojo experimente una RIQ a través del foco que no mejora sustancialmente, o no mejora, en la dirección del crecimiento del ojo (posterior a la retina) o que disminuye en la dirección del crecimiento de los ojos.

Aunque el trefoil y el coma en el intervalo de -0.30 a 0.30 μm sobre una pupila de 4 mm no parecen tener un impacto significativo en la dirección del crecimiento (el efecto máximo de progresión es solo -0.1 D), el PSA positivo parece acelerar el crecimiento mientras el PSA negativo parece inhibir el crecimiento. Por lo tanto, el PSA parece tener el efecto dominante. En consecuencia, el menos para un ojo con PSA positivo y, opcionalmente, uno de coma y trefoil, añadir PSA negativo puede inhibir el crecimiento ocular bajo la explicación por retroalimentación óptica de la emetropización. De ello se deduce que proporcionar PSA negativo a un ojo, o al menos eliminar el PSA positivo, puede eliminar el estímulo para el crecimiento ocular. El coma y el trefoil en el ojo pueden dejarse sin cambios u opcionalmente corregirse parcial o totalmente (preferiblemente dentro del intervalo de -0.30 a 0.30 μm).

(B) Interacción de la aberración esférica y astigmatismo

Para ilustrar las interacciones entre la aberración esférica primaria y el astigmatismo, se definió una función de fase de frente de onda usando estas aberraciones (incluidos los componentes tanto horizontales/verticales como oblicuos) y el desenfoque. Las figuras 8 a 13 (a diferencia de las figuras 4 a 7) están en una escala binaria, donde el blanco (1) indica casos de prueba que provocan un estímulo para la progresión (es decir, un aumento en el crecimiento ocular) y el negro (0) indica combinaciones candidatas que dan como resultado que no haya progresión o muy poca progresión (es decir, sin estímulo de crecimiento ocular o una señal de parada). La escala no tiene unidades. Las Figuras 8 a 13 ilustran ciertas realizaciones descritas.

La Figura 8 es un ejemplo que muestra un gráfico 800 que indica la magnitud de la progresión de la miopía para PSA frente a un componente astigmático oblicuo primario (POA) frente a un componente astigmático horizontal/vertical primario (PHV). En este ejemplo, el gráfico 800 indica aquellas combinaciones de PSA y astigmatismo que pueden dar como resultado un estímulo para la progresión de la miopía (blanco) y aquellas combinaciones que no darán como resultado un estímulo para la progresión de la miopía (negro). Ni POA ni PHV parecen tener un impacto significativo en los efectos de PSA.

La Figura 9 es un ejemplo que muestra un gráfico 900 que indica la magnitud de la progresión de la miopía para PSA frente a un componente astigmático oblicuo secundario (SOA) frente a un componente astigmático horizontal/vertical secundario (SHV), según ciertas realizaciones. En este ejemplo, ni SOA ni SHV parecen tener un impacto significativo en los efectos de PSA.

En consecuencia, se puede eliminar un estímulo para el crecimiento del ojo controlando el estado refractivo de un ojo para que esté dentro de una o más de las áreas blancas de las Figuras 8 y 9.

A partir de las Figuras 8 y 9, es un ejemplo, los componentes astigmáticos primario y secundario parecen tener, o tener, una pequeña influencia en la mejora o inhibición del crecimiento del ojo, cuando se combinan con PSA. En consecuencia, considerando estas aberraciones, esto indica que se puede dar prioridad a PSA. Además, se puede determinar si el ojo tiene niveles elevados de POA, PHV, SOA y/o SHV. Si este es el caso, en este ejemplo, entonces corregir estas aberraciones (reduciéndolas o eliminándolas sustancialmente) también puede ayudar a eliminar el estímulo para el crecimiento del ojo.

(C) Aberraciones esféricas de alto orden

Para ojos sin ayuda o corregidos con gafas monofocales, se puede usar una expansión de Zernike de cuarto orden para describir o caracterizar el frente de onda en la pupila de salida. Sin embargo, esto puede no ser necesariamente el caso cuando, por ejemplo, se usan lentes de contacto para la corrección, especialmente con lentes de contacto multifocales (tanto esféricas como concéntricas), se pueden usar cantidades sustanciales de HOA de quinto orden y superiores. Las lentes de contacto multifocales pueden, por ejemplo, puede describirse usando hasta aproximadamente el orden décimo o vigésimo de los polinomios de Zernike. En tales casos, las magnitudes y los signos de las aberraciones esféricas de alto orden comienzan a desempeñar un papel importante (además del PSA).

Para ilustrar las interacciones entre las aberraciones esféricas primarias, secundarias, terciarias y/o cuaternarias de una expansión estándar de Zernike, se definió una fase de frente de onda usando estos términos y desenfoque. Se usaron varias combinaciones de HOA como se predijo a partir de datos modelados con tales lentes de contacto multifocales. Se obtuvieron conjuntos selectivos de estos HOA que demuestran interacciones para producir picos de RIQ a través de rutinas de optimización no lineal dedicadas. Los cálculos se realizaron sobre una pupila de 4 mm ya una longitud de onda de 589 nm. Se observó que al menos los primeros tres modos de aberración esférica del ojo inherente desempeñaban un papel en el control de la dirección del estímulo para el crecimiento del ojo y, en algunos casos, también desempeñaban un papel los modos más altos de aberración esférica. En ciertas aplicaciones, estos roles fueron significativos.

Los resultados que se describen a continuación se refieren a la aberración esférica secundaria (SSA), la aberración esférica terciaria (TSA) y la aberración esférica cuaternaria (QSA), pero también se pueden usar aberraciones esféricas de órdenes superiores en realizaciones de la invención.

Para cuatro tipos de aberraciones esféricas, se usó un intervalo de -0.30 a $0.30 \mu\text{m}$ para investigar los efectos de las combinaciones de HOA. Estos intervalos para estos tipos de aberraciones no necesariamente concuerdan con las distribuciones normativas de aberraciones asociadas con los ojos porque la aparición de estas aberraciones de alto orden no está necesariamente asociada con los ojos sino con los dispositivos ópticos (tales como lentes de contacto multifocales) solos o en combinación con los ojos. Además, el intervalo de -0.30 a $0.30 \mu\text{m}$ se usa simplemente para ilustrar los efectos, pero cuando se determinan combinaciones de HOA para proporcionar un perfil de aberración en una lente o dispositivo óptico, o para efectuar procedimientos quirúrgicos, se pueden usar intervalos más grandes o más pequeños.

Las Figuras 10 a 12 son ejemplos que muestran el estímulo para la progresión de la miopía como una función del PSA junto con SSA, TSA y QSA respectivamente, según ciertas realizaciones. En este ejemplo, este esquema es un diagrama de color binario, donde el blanco (0) indica combinaciones de aberraciones de frente de onda que proporcionan estímulo para la progresión de la miopía bajo el mecanismo de retroalimentación descrito en la presente memoria y el negro (1) indica combinaciones que desalientan la progresión de la miopía. A partir de estos gráficos, es evidente que los altos órdenes de aberraciones esféricas tienen un impacto en el estímulo para la progresión de la miopía. En este ejemplo, aproximadamente el 82 % de las combinaciones investigadas sugieren un estímulo para el crecimiento de los ojos. Las interacciones de los términos de aberración esférica dependen de sus signos individuales y luego de sus magnitudes individuales.

La Figura 10 es un ejemplo que muestra un gráfico 1000 que indica la presencia de estímulo para la progresión de la miopía como una función de combinaciones de PSA y SSA, según ciertas realizaciones. En la Figura 10, se puede ver que cuando el PSA en el intervalo de $-0.30 \mu\text{m}$ a $0.20 \mu\text{m}$ se combina con SSA negativo que oscila de 0.00 a $-0.30 \mu\text{m}$, hay poca o ninguna mejora de RIQ en la dirección del crecimiento del ojo, por lo tanto, no se predice la progresión de la miopía (es decir, en el área indicada 1004). Sin embargo, cuando se considera PSA que oscila de 0.20 a $0.30 \mu\text{m}$ con SSA negativa de aproximadamente $-0.10 \mu\text{m}$, parece agravar la progresión, como se indica en el área 1002. En general, el signo de SSA parece tener un efecto rector sobre el efecto de las aberraciones del frente de onda y la calidad de imagen retiniana resultante. En este ejemplo, una SSA negativo de magnitudes considerables (es decir, superiores a $-0.20 \mu\text{m}$) predice un efecto protector contra la progresión de la miopía cuando se combina con una PSA positiva o negativa, cuando la PSA y la SSA son las dos únicas HOA implicadas en la aberración del frente de onda del ojo candidato.

La Figura 11 es un ejemplo que muestra un gráfico 1100 que indica la presencia de estímulo para la progresión de la miopía como una función de combinaciones de PSA y TSA, según ciertas realizaciones. Cuando la PSA y la TSA tienen el mismo signo y la TSA tiene una magnitud de aproximadamente $4/5$ de la PSA, como se indica mediante el recuadro rectangular 1106, se pronostica poca o ninguna progresión de la miopía (área negra). Sin embargo, en este ejemplo, con otras combinaciones de PSA y TSA, por ejemplo como se indica en las áreas 1102 y 1104, se puede esperar una progresión de la miopía.

La Figura 12 es un ejemplo que muestra un gráfico 1200 que indica la presencia de estímulo para la progresión de la miopía como una función de combinaciones de PSA y QSA, según ciertas realizaciones. En este ejemplo, cuando la PSA y la QSA tienen signos opuestos y la QSA tiene una magnitud de aproximadamente $4/5$ de la PSA, como indica el área predominantemente negra 1204, no se prevé progresión de la miopía. Sin embargo, con otras combinaciones de PSA y QSA (por ejemplo, como se indica en las áreas blancas 1202 y 1206), se puede esperar una progresión de

la miopía.

La Figura 13 es un ejemplo que es un gráfico (1300) que muestra la presencia de estímulo para la progresión de la miopía como una función de PSA, SSA y TSA, según ciertas realizaciones. Este esquema es un diagrama de color binario, donde 1 (blanco) indica combinaciones de aberraciones de frente de onda que favorecen la progresión de la miopía; mientras que 0 (negro) indica combinaciones que desalientan la progresión de la miopía (es decir, no proporcionan estímulo para el crecimiento de los ojos).

SNo	Aberración específica de alto orden además de desenfoque	Magnitud y signo de la aberración de alto orden
1	Solo PSA	$-0.30 \mu\text{m} \leq \text{PSA} < 0.125 \mu\text{m}$
2	Solo SSA	$-0.30 \mu\text{m} \leq \text{SSA} \leq 0.075 \mu\text{m}$
3	Solo TSA	$-0.30 \mu\text{m} \leq \text{TSA} \leq 0.075 \mu\text{m}$
4	Solo QSA	$-0.10 \mu\text{m} \leq \text{QSA} \leq 0.075 \mu\text{m}$
5	PSA y SSA	$-0.30 \mu\text{m} \leq \text{PSA} \leq 0.20 \mu\text{m}$ y $-0.25 \mu\text{m} \leq \text{SSA} \leq 0.025 \mu\text{m}$
6	PSA y TSA	$-0.30 \mu\text{m} \leq \text{PSA} \leq 0.30 \mu\text{m}$ y $\text{TSA} = (\text{PSA}/2) \mu\text{m} \pm 0.075 \mu\text{m}$
7	PSA y QSA	$-0.30 \mu\text{m} \leq \text{PSA} \leq 0.30 \mu\text{m}$ y $\text{QSA} = (\text{PSA} /3) \mu\text{m} \pm 0.075 \mu\text{m}$
8	PSA, SSA, TSA	$-0.30 \mu\text{m} \leq \text{PSA} < -0.05 \mu\text{m}$ y $0.05 \mu\text{m} < \text{PSA} < 0.30 \mu\text{m}$; $-0.30 \mu\text{m} \leq \text{SSA} < 0.05 \mu\text{m}$; $-0.20 \mu\text{m} \leq \text{TSA} < -0.025 \mu\text{m}$ y $0.025 \mu\text{m} < \text{TSA} < 0.20 \mu\text{m}$;
9	PSA, SSA, TSA y QSA	$-0.30 \mu\text{m} \leq \text{PSA} < -0.05 \mu\text{m}$ y $0.05 \mu\text{m} < \text{PSA} < 0.30 \mu\text{m}$; $-0.30 \mu\text{m} \leq \text{SSA} < 0.05 \mu\text{m}$; $-0.20 \mu\text{m} \leq \text{TSA} < -0.025 \mu\text{m}$ y $0.025 \mu\text{m} < \text{TSA} < 0.20 \mu\text{m}$; $-0.20 \mu\text{m} \leq \text{QSA} < -0.025 \mu\text{m}$ y $0.025 \mu\text{m} < \text{QSA} < 0.20 \mu\text{m}$;

Tabla 1 Conjuntos de combinación de aberraciones de alto orden que desalientan el crecimiento del ojo (es decir, tratamiento potencial para la miopía), según ciertas realizaciones.

La mayoría de los círculos negros rellenos 1304 están en la región controlada por SSA negativa, con algunas excepciones. Además, las combinaciones en las que PSA y TSA tienen el mismo signo junto con SSA negativa parecen proporcionar un efecto protector contra la progresión de la miopía. Las combinaciones de PSA, SSA, TSA y QSA que tienen un efecto protector contra la progresión de la miopía bajo la explicación por retroalimentación óptica de la emetropización (que incluyen las áreas negras que se muestran en la Figura 13) se pueden resumir como se muestra en la Tabla 1.

La mayoría de los círculos blancos 1302 están en la región controlada por SSA positiva, con algunas excepciones. Además, las combinaciones en las que PSA y TSA tienen el mismo signo junto con SSA positiva pueden proporcionar un efecto de tratamiento para la hipermetropía. Las combinaciones de PSA, SSA, TSA y QSA que tienen un efecto de tratamiento contra la hipermetropía bajo la explicación por retroalimentación óptica de la emetropización (incluidas las áreas blancas que se muestran en la Figura 13) se pueden resumir como se muestra en la Tabla 2.

SNo	Aberración de alto orden además de desenfoque	Magnitud y signo de la aberración de alto orden
1	Solo PSA	$0.30 \mu\text{m} \Rightarrow \text{PSA} \geq 0.125 \mu\text{m}$
2	Solo SSA	$0.30 \mu\text{m} \Rightarrow \text{SSA} > 0.075 \mu\text{m}$
3	Solo TSA	$0.30 \mu\text{m} \Rightarrow \text{TSA} > 0.075 \mu\text{m}$
4	Solo QSA	$-0.30 \mu\text{m} \leq \text{QSA} \leq -0.125 \mu\text{m}$ o

SNo	Aberración de alto orden además de desenfoque	Magnitud y signo de la aberración de alto orden
		$0.30 \mu\text{m} \Rightarrow \text{QSA} > 0.075 \mu\text{m}$
5	PSA y SSA	$-0.30 \mu\text{m} \leq \text{PSA} \leq 0.30 \mu\text{m}$ y $0.30 \mu\text{m} \geq \text{SSA} > 0.075 \mu\text{m}$
6	PSA y TSA	$-0.30 \mu\text{m} \leq \text{PSA} < 0.30 \mu\text{m}$ y $(\text{PSA}/2) \mu\text{m} + 0.075 \mu\text{m} \leq \text{TSA} < 0.30 \mu\text{m}$ o $-0.30 \mu\text{m} \leq \text{TSA} < (\text{PSA}/2) \mu\text{m} - 0.075 \mu\text{m}$
7	PSA y QSA	$-0.30 \mu\text{m} \leq \text{PSA} < 0.30 \mu\text{m}$ y QSA en el intervalo de -0.20 a $0.20 \mu\text{m}$ pero excluyendo valores donde $\text{QSA} = (\text{PSA} /3) \mu\text{m} \pm 0.075 \mu\text{m}$
8	PSA, SSA, TSA	$-0.30 \mu\text{m} \leq \text{PSA} < -0.05 \mu\text{m}$ y $0.05 \mu\text{m} < \text{PSA} < 0.30 \mu\text{m}$; $0.075 \mu\text{m} \leq \text{SSA} < 0.30 \mu\text{m}$; $-0.20 \mu\text{m} \leq \text{TSA} < -0.025 \mu\text{m}$ y $0.025 \mu\text{m} < \text{TSA} < 0.20 \mu\text{m}$;
9	PSA, SSA, TSA y QSA	$-0.30 \mu\text{m} \leq \text{PSA} < -0.05 \mu\text{m}$ y $0.05 \mu\text{m} < \text{PSA} < 0.30 \mu\text{m}$; $0.075 \mu\text{m} \leq \text{SSA} < 0.30 \mu\text{m}$; $-0.20 \mu\text{m} \leq \text{TSA} < -0.025 \mu\text{m}$ y $0.025 \mu\text{m} < \text{TSA} < 0.20 \mu\text{m}$; $-0.20 \mu\text{m} \leq \text{QSA} < -0.025 \mu\text{m}$ y $0.025 \mu\text{m} < \text{QSA} < 0.20 \mu\text{m}$;

Tabla 2 Conjuntos de combinación de aberraciones de alto orden que fomentan el crecimiento del ojo (es decir, tratamiento potencial para la hipermetropía), según ciertas realizaciones.

En consecuencia, cuando se diseña una lente, un dispositivo óptico o un método para alterar el ojo, las aberraciones se pueden seleccionar para proporcionar una combinación de las aberraciones antes mencionadas que proporcionen un efecto protector contra el crecimiento del ojo, por ejemplo, para la miopía, o que estimulen el crecimiento del ojo por ejemplo para la hipermetropía. La combinación de aberraciones se puede aplicar en combinación con la corrección requerida de cualquier desenfoque miope o desenfoque hipermetrope.

A partir de la descripción anterior, es evidente que los términos de aberración esférica, incluidos los términos SA primaria, secundaria, terciaria y cuaternaria, influyen en la RIQ y en la RIQ a través del foco. Además, se ha descubierto que órdenes mucho más altos de aberración esférica también pueden influir en la RIQ y en la RIQ a través del foco. En varias realizaciones se usan diferentes combinaciones de aberración esférica, incluidas realizaciones que usan combinaciones de dos o más términos de aberración esférica que proporcionan un perfil de RIQ de enfoque directo requerido o aceptable, junto con una RIQ requerida o aceptable a una distancia focal particular (p. ej., visión a distancia). En ciertas realizaciones, también se pueden usar caracterizaciones de una o más de las aberraciones esféricas.

Sección 6: El gradiente instantáneo de la calidad de imagen

La descripción anterior del estímulo para el crecimiento del ojo puede explicarse bajo un mecanismo de retroalimentación óptica que se basa en la ubicación de un máximo de RIQ en el eje. En ciertos ejemplos, otro enfoque alternativo considerado para describir el estímulo para el crecimiento del ojo es a través de la pendiente de TFRIQ en la retina. En algunas realizaciones, las lentes, los métodos y/o los dispositivos utilizan el gradiente o la pendiente de la RIQ para controlar la progresión de la miopía, con o sin astigmatismo. En otras realizaciones, las lentes, los métodos y/o los dispositivos utilizan el gradiente o la pendiente de la RIQ para tratar la hipermetropía, con o sin astigmatismo. El gradiente o pendiente de RIQ se puede considerar para una o más de las siguientes variantes de RIQ: a) RIQ monocromática con o sin considerar el efecto de acomodación, b) RIQ policromática con o sin considerar el efecto de acomodación, c) RIQ global, d) RIQ considerado con señal de tiempo de impulso miope, e) RIQ global con señal de tiempo de impulso miope, cada uno de los cuales se describe en la presente memoria.

En ciertas realizaciones, las lentes, los dispositivos y/o los métodos descritos en la presente memoria pueden aplicarse para proporcionar un estímulo bajo esta explicación por el mecanismo de retroalimentación óptica de la emetropización. Los métodos para abordar el crecimiento del ojo bajo la explicación por la retroalimentación óptica de la emetropización (p. ej., para abordar la progresión de la miopía o para tratar de estimular el crecimiento del ojo para corregir la hipermetropía) pueden usar aberraciones para afectar a una, dos o más ubicaciones de los mínimos o mínimos sustanciales, de la función S relativa a la retina y el gradiente de la función S a través de la retina.

En la siguiente descripción se supone que una medida positiva del gradiente de la TFRIQ (aumento de la RIQ posterior a la retina) proporciona un estímulo para el desarrollo y la progresión de la miopía, mientras que una medida negativa del mismo retrasa o detiene la progresión de la miopía. La Figura 14 es un ejemplo que muestra un gráfico de RIQ para dos casos diferentes, 1402 y 1404, como una función a través del foco en la dirección posterior a la retina. Los casos son dos combinaciones diferentes de PSA, SSA y TSA que producen un RIQ retiniano idéntico o sustancialmente idéntico. Como se puede ver en la figura, aunque ambos conjuntos de aberraciones seleccionadas producen una calidad de imagen similar en la retina (desenfoque = 0), con la introducción del desenfoque (en la dirección del crecimiento del ojo) la calidad de la imagen retiniana del caso de prueba 1402 aumenta lo que indica un estímulo para el crecimiento del ojo, mientras que el caso de prueba 1404 indica que no habría ningún estímulo para el crecimiento, ya que la calidad de la imagen retiniana se degrada aún más en la dirección del crecimiento del ojo.

A partir de los resultados descritos en la presente memoria que indican los efectos de HOA en la calidad de la imagen y la progresión resultante de la miopía, es posible determinar las combinaciones de HOA relevantes que pueden usarse en lentes, dispositivos ópticos y/o efectuarse usando cirugía óptica, que, cuando sea relevante en combinación con las aberraciones del ojo, puede dar como resultado combinaciones de HOA que inhiban o retrasen el crecimiento del ojo para el tratamiento de la progresión de la miopía. Para ralentizar el crecimiento del ojo en la miopía, se pueden usar dispositivos ópticos compensadores y/o procedimientos quirúrgicos que, en combinación con la óptica del ojo, pueden dar como resultado una combinación de HOA que resulta en un gradiente negativo de TFRIQ, como se muestra en el ejemplo 1404 (Figura 14). Para tratar la hipermetropía en ciertas aplicaciones, se pueden usar dispositivos ópticos compensadores y/o procedimientos quirúrgicos que, en combinación con la óptica del ojo, pueden dar como resultado una combinación de HOA que da como resultado un gradiente positivo de TFRIQ, como se muestra en el ejemplo 1402 (Figura 14).

Si un perfil de aberración tiene una RIQ variable a lo largo de un intervalo a través del foco, entonces la pendiente de la RIQ a través del foco a una distancia focal particular se puede cambiar seleccionando un término de desenfoque adecuado $C(2,0)$ con el perfil de RIQ considerado. Por ejemplo, si la pendiente es positiva en un primer nivel de a través del foco y negativa en un segundo nivel de a través del foco, la pendiente en la retina de un ojo receptor puede seleccionarse introduciendo selectivamente desenfoque en el primer o segundo nivel. En la presente memoria se proporcionan ejemplos de perfiles de aberración que tienen pendientes de RIQ variables a diferentes niveles de desenfoque en relación con realizaciones de perfiles de aberración para aplicación a la presbicia. Muchas de las realizaciones descritas para la presbicia se pueden aplicar para proporcionar un estímulo para retrasar y/o estimular el crecimiento del ojo bajo la explicación por retroalimentación óptica de la emetropización descrita en la presente memoria. Normalmente, las personas más jóvenes tienen miopía progresiva y, como tal, no es posible que experimenten presbicia. En consecuencia, el perfil de aberración seleccionado puede poner menos peso en lograr una RIQ alta en un intervalo a través del foco amplio y más peso en lograr la RIQ más alta en la retina para la visión de lejos en combinación con proporcionar un perfil de RIQ de pendiente negativa a través de la retina (es decir, disminuir la RIQ en la dirección del crecimiento del ojo). Para los hipermetrópitos jóvenes, nuevamente, el perfil de aberración seleccionado puede poner menos peso en lograr una RIQ alta en un intervalo a través del foco amplio y más peso en lograr la RIQ más alta en la retina para lejos en combinación con la condición de una pendiente positiva del perfil RIQ detrás de la retina (en la dirección del crecimiento del ojo).

En ciertas realizaciones, una lente puede incorporar un perfil de aberración que proporciona, i) una RIQ en el eje aceptable; y ii) una RIQ a través del foco con una pendiente que se degrada en la dirección del crecimiento del ojo; a un ojo con miopía progresiva o un ojo identificado como en riesgo de desarrollar miopía. En ciertas realizaciones, la medida de RIQ en el eje aceptable se puede considerar a partir de uno o más de los siguientes: RIQ en el eje de 0.3, RIQ en el eje de 0.35, RIQ en el eje de 0.4, RIQ en el eje de 0.45, RIQ en el eje de 0.5, RIQ en el eje de 0.55, RIQ en el eje de 0.6, RIQ en el eje de 0.65 o RIQ en el eje de 0.7. En ciertas realizaciones, el ojo de miopía candidato puede considerarse con o sin astigmatismo.

En ciertas realizaciones, una lente puede incorporar un perfil de aberración que proporciona, i) una RIQ en el eje aceptable; y ii) una RIQ a través del foco con una pendiente que mejora en la dirección del crecimiento del ojo; a un ojo con hipermetropía. En ciertas realizaciones, la medida de RIQ en el eje aceptable se puede considerar a partir de uno o más de los siguientes: RIQ en el eje de 0.3, RIQ en el eje de 0.35, RIQ en el eje de 0.4, RIQ en el eje de 0.45, RIQ en el eje de 0.5, RIQ en el eje de 0.55, RIQ en el eje de 0.6, RIQ en el eje de 0.65 o RIQ en el eje de 0.7. En ciertas realizaciones, el ojo hipermetrópito candidato puede considerarse con o sin astigmatismo. En ciertas realizaciones, el gradiente o pendiente de RIQ puede considerarse para una o más de las siguientes variantes de RIQ: a) RIQ monocromática con o sin considerar el efecto de acomodación, b) RIQ policromática con o sin considerar el efecto de acomodación, c) RIQ global, d) RIQ considerada con señal de tiempo de impulso miope, e) RIQ global con señal de tiempo de impulso miope, cada uno de los cuales se describe en la presente memoria.

En ciertas realizaciones, puede considerarse la pendiente a lo largo de un intervalo de ángulos de campo y/o las variaciones en la RIQ para un intervalo de tamaños de pupila. Por ejemplo, puede seleccionarse un perfil de aberración que proporcione un modo medio, o una pendiente sustancialmente uniforme, a lo largo de un intervalo de ángulos de campo, tales como 10, 20, 30 o 40 grados que inhibe o estimula el crecimiento del ojo (y/o cancela aberraciones existentes en el ojo que estimulan o inhiben el crecimiento del ojo respectivamente). También puede considerarse la pendiente media a lo largo del intervalo de tamaños de pupila o en la moda del tamaño de pupila. Alternativamente, el diseño puede seleccionarse de que tiene una pendiente positiva o negativa de RIQ a través del foco para ángulos de

campo dentro de un intervalo y/o para tamaños de pupila con un intervalo.

En algunos ejemplos no cubiertos por la invención, una calidad de imagen producida por una lente y/o dispositivo a su distancia focal se calcula sin el uso de un ojo modelo. La calidad de imagen producida por una lente y/o dispositivo puede calcularse anterior y/o posterior a la distancia focal de la lente y/o dispositivo. La calidad de imagen anterior y/o posterior a la distancia focal puede denominarse como calidad de imagen a través del foco. El intervalo a través del foco tiene un extremo de potencia negativo y positivo respecto a la distancia focal. Por ejemplo, en un intervalo a través del foco de -1.5 D a 1.5 D, -1.5 D a 0 D se considera como el extremo de potencia negativo, mientras que 0 D a +1.5 D se considera como el extremo de potencia positivo. En algunas realizaciones, puede considerarse la pendiente a través del foco a lo largo del extremo de potencia negativo mientras que en otras realizaciones, puede considerarse la pendiente a través del foco a lo largo del extremo de potencia positivo.

Sección 7: Diseño o proceso de selección de aberraciones

En algunas realizaciones, determinar el perfil de aberración requerido en una lente, dispositivo óptico y/o que resulta de un procedimiento incluye primero identificar la HOA presente en el ojo. En algunas realizaciones, determinar la caracterización del perfil de aberración requerido en una lente, dispositivo óptico y/o resultante de un procedimiento incluye primero identificar la HOA presente en el ojo. Las medidas se pueden tomar, por ejemplo, usando exámenes oculares de frente de onda que usan aberrometría, tal como con un aberrómetro Shack-Hartmann. A continuación, se puede tener en cuenta la HOA existente en el ojo. Además, también se pueden tener en cuenta uno o más efectos HOA inherentes a las lentes o dispositivos ópticos.

Cuando el requisito es para una lente que proporcione estímulo para el crecimiento del ojo o retrase el crecimiento del ojo, estas HOA existentes se comparan entonces con las combinaciones de HOA que inhiben o retrasan la progresión de la miopía (por ejemplo, como se trató anteriormente con referencia a las Figuras 5 a 14) para determinar una o más HOA adicionales que pueden ser necesarias para reducir o retrasar o estimular el crecimiento del ojo bajo el mecanismo de la retroalimentación óptica de la emetropización. Estas combinaciones adicionales se implementan luego en el diseño de lentes o dispositivos ópticos o se implementan usando cirugía óptica. Los diagramas de flujo de las Figuras 15 y 16 proporcionan un resumen de los métodos adecuados, según ciertas realizaciones.

Alternativamente, en ciertas aplicaciones, las aberraciones existentes en el ojo pueden ser ignoradas y puede proporcionarse un perfil de aberración que proporciona la pendiente de RIQ a través del foco requerida para el ojo mediante una lente. En ciertas aplicaciones, una lente extraíble para que se puedan probar diferentes perfiles de aberración si es necesario. El perfil de aberración resultante de la combinación del perfil de aberración de la lente y el ojo se puede medir entonces para determinar si las características de RIQ son aceptables (por ejemplo, proporcionar una pendiente de RIQ a través del foco particular y una RIQ aceptable para la visión de lejos). Alternativamente, se pueden colocar diferentes lentes en el ojo con medidas de visión objetiva y/o subjetiva que determinen qué lente seleccionar. Cuando la lente se seleccione para proporcionar un estímulo que inhiba o estimule el crecimiento del ojo sin tener en cuenta las aberraciones existentes en el ojo, el perfil de aberración seleccionado puede ser uno con valores generalmente más altos de aberración esférica, de modo que el signo de la pendiente no cambie por un nivel más bajo de HOA en el ojo. En ciertas aplicaciones, el objetivo de la rutina de optimización de la función de mérito en busca de combinación de HOA puede ser diferente. Por ejemplo, al considerar la presbicia, el objetivo puede ser una combinación de aberraciones que proporcionen una RIQ alta en un amplio intervalo a través del foco. Cuando la visión periférica es útil, entonces el objetivo puede incluir una RIQ alta en un amplio intervalo de ángulos de campo. En consecuencia, en varias realizaciones, las HOA se utilizan para optimizar los objetivos de una combinación de una RIQ alta en la retina y una o más de una RIQ a través del foco de baja pendiente, un cambio bajo en la RIQ con el diámetro de la pupila y una RIQ alta en el campo periférico.

En ciertas aplicaciones, una RIQ alta aceptable se considera una RIQ superior a 0.7, superior a 0.65, superior a 0.6, superior a 0.55, superior a 0.5, superior a 0.45, superior a 0.4, superior a 0.35 o superior a 0.3. En ciertas aplicaciones, un cambio bajo aceptable en RIQ con el diámetro de la pupila puede considerarse el cambio en uno o más de los siguientes intervalos: cambio de RIQ entre 0 y 0.05, entre 0.05 y 0.1, o entre 0.1 y 0.15. En ciertas aplicaciones distintas, se puede considerar una pendiente baja aceptable de RIQ a través del foco a partir de uno o más de los siguientes: pendiente menor que cero, pendiente igual a cero, pendiente mayor que cero, pendiente de aproximadamente cero, pendiente que oscila de -0.5 a cero, pendiente que oscila de 0 a 0.5, pendiente que oscila de -1 a cero, pendiente que oscila de 0 a 1, pendiente que oscila de -1 a -0.5 o pendiente que oscila de 0.5 a 1. La RIQ alta, el cambio bajo en RIQ y la baja pendiente de TFRIQ proporcionadas puede combinarse en o más combinaciones. Por ejemplo, la combinación de una RIQ alta de 0.40 o superior, un cambio bajo en RIQ con un diámetro de pupila entre 0 y 0.05 y una pendiente baja de TFRIQ de aproximadamente cero puede aplicarse a ciertas realizaciones. En otras aplicaciones, se puede aplicar la combinación de una RIQ alta de 0.3 o superior, un cambio bajo en RIQ con un diámetro de pupila entre 0 y 0.075 y la pendiente baja de TFRIQ que oscila de -0.25 a 0.25 o -0.5 a 0.5.

Los ejemplos que siguen han sido seleccionados usando la medida de RIQ en la Ecuación 2. El conjunto inicial de diseños para el análisis se encontró calculando esta RIQ para todas, o para una cantidad sustancial de combinaciones de coeficientes SA Zernike hasta el décimo orden. Los coeficientes usados se restringieron al intervalo de -0.3 μm a 0.3 μm y se restringieron a ser un valor que es un múltiplo de 0.025 μm . En ciertas realizaciones, la RIQ usada puede basarse en una aproximación o caracterización de la Ecuación 2.

Un análisis del conjunto inicial de diseños incluyó: 1) identificar combinaciones optimizadas de coeficientes de Zernike que proporcionan una alta RIQ y una RIQ a través del foco de pendiente negativa aproximadamente en la retina; 2) consideración de la RIQ y RIQ a través del foco y cambio en la RIQ y RIQ a través del foco en diferentes tamaños de pupila; y 3) consideración de la RIQ a través del campo visual horizontal. El peso relativo dado a estas etapas de evaluación puede variar para el receptor particular. A los efectos de identificar los siguientes ejemplos, se le dio más peso al primer criterio.

Sección 8: Ejemplos de diseños ópticos que abordan la pendiente de la RIQ a través del foco

En la presente memoria se proporcionan ejemplos de diseños para afectar al estímulo para el crecimiento del ojo bajo un mecanismo de retroalimentación óptica. Los siguientes ejemplos son rotacionalmente simétricos. Sin embargo, se pueden producir diseños astigmáticos y otros diseños no rotacionalmente simétricos. Cuando se impone una descentración deliberada de los diseños simétricos para que los ejes ópticos de la lente de contacto correctora coincidan con un eje de referencia del ojo, digamos eje pupilar o eje visual, se pueden inducir algunas cantidades residuales de aberraciones asimétricas como coma y trefoil, pudiendo estas compensarse con la elección de términos asimétricos adicionales de alto orden. Las Figuras 17 a 25 son ejemplos que muestran los gráficos de perfil de potencia de diseños de muestra que proporcionan una RIQ que se degrada en la dirección del crecimiento del ojo para la visión en el eje (es decir, en un ángulo de campo cero), proporcionando así un estímulo para inhibir el crecimiento del ojo bajo la explicación del mecanismo de realimentación óptica del proceso de emetropización, según ciertas realizaciones. Los gráficos de perfil de aberración se describen como la variación de potencia axial en dioptrías a lo largo del diámetro de la zona óptica. Los ejemplos proporcionados pueden tener aplicación para una miopía progresiva cuyo error refractivo esférico es -2D y esta información se indica mediante una línea gris doble en los perfiles de potencia.

La Figura 26 es un ejemplo que muestra los detalles de un diseño de muestra que puede usarse para el tratamiento de la hipermetropía. Este diseño se produjo tomando un perfil de aberración específico como parámetro de entrada que produciría un gradiente positivo de TFRIQ en la dirección del crecimiento del ojo, como se indica en la Tabla 2 y optimizando el perfil de potencia (superficie frontal de la lente de contacto correctora) para lograr un gradiente positivo requerido. El diseño de la lente se describe como la variación de potencia axial en dioptrías a lo largo del diámetro de la zona óptica. El ejemplo proporcionado puede tener aplicación en una hipermetropía no progresiva cuyo error refractivo esférico es +2D y esta información se indica mediante una línea gris doble en el perfil de potencia.

Como se explica en la presente memoria, los perfiles de potencia de ejemplo que se muestran en las Figuras 17 a 26 se seleccionaron en base a la pendiente de RIQ alrededor de la retina, según ciertas realizaciones. A lo largo de estos ejemplos, pueden ocurrir variaciones sustanciales en el valor de RIQ. Estas variaciones ocurren en el eje, a lo largo del diámetro de la pupila y en diferentes ángulos de campo. Los criterios de selección adicionales son el valor de RIQ y el cambio en RIQ con el ángulo de campo. En particular, la selección se puede hacer para maximizar uno o más RIQ en el eje, a lo largo del diámetro de la pupila (con o sin reducción a la luz del efecto Stiles-Crawford) y en diferentes ángulos de campo. Además, el tamaño de la pupila del receptor también se puede usar como criterio de selección, p. ej., un primer perfil de aberración puede adaptarse mejor a un primer receptor con un tamaño de pupila normal de 4 mm y un segundo perfil de aberración puede adaptarse mejor a un segundo receptor con pupila normal de 5 mm. El tamaño de pupila "normal" se puede seleccionar opcionalmente teniendo en cuenta los factores del estilo de vida, tales como la cantidad de tiempo que una persona pasa en el interior frente al exterior. Los ejemplos adicionales a los que se hace referencia a continuación incorporan estos criterios de selección. Sin embargo, en primer lugar, para proporcionar un punto de comparación, el rendimiento de RIQ de una lente monofocal se describe y se muestra en la Figura 27.

La figura 27 es un ejemplo que muestra un gráfico de una medida de una métrica de RIQ a través del foco, según ciertas realizaciones, que en este caso, y en los siguientes ejemplos, es la relación de Strehl visual (monocromática). La RIQ puede resultar, por ejemplo, de una lente de contacto monofocal con una potencia de -2D usada para corregir un ojo miope modelo receptor con -2D solamente. El eje horizontal (independiente) muestra un enfoque a través del foco, en dioptrías. El valor cero (0) en el eje horizontal representa la ubicación del punto focal de la lente monofocal y el eje vertical (dependiente) muestra la RIQ. Se proporcionan tres gráficos, uno para el eje (círculos), uno para un ángulo de campo de 10 grados (triángulos) y uno para un ángulo de campo de 20 grados (cruces).

Como se usa en este ejemplo descrito en la presente memoria, el término global se usa para referirse a la consideración a través de un intervalo de ángulos de campo, incluido el cero. Por lo tanto, el gráfico muestra la RIQ a través del foco global, ya que incluye gráficos a lo largo de un intervalo de ángulos de campo. Aunque una lente monofocal tenga una RIQ simétrica en el eje en un ángulo de campo cero, tiene una RIQ a través del foco asimétrica en ángulos de campo distintos de cero, incluso a 10 y 20 grados. En particular, el gráfico muestra que RIQ mejora en la dirección del crecimiento del ojo en ángulos de campo distintos de cero, según ciertas realizaciones. Bajo la explicación del mecanismo de retroalimentación óptica de la emetropización, la visión periférica y en el eje proporciona un estímulo para el crecimiento del ojo. En ciertas realizaciones, la pendiente de la TFRIQ en la retina para controlar el crecimiento del ojo (pendiente negativa, o RIQ decreciente para la miopía y pendiente positiva, o RIQ creciente para la hipermetropía) puede ser a lo largo de un intervalo de ángulos de campo que pueden o no incluir el ángulo de campo cero o en el eje. Una medida media de la pendiente de la TFRIQ (también denominada como la pendiente media a través del foco de la RIQ) puede usarse a lo largo de una selección de, o un intervalo de, ángulos de campo. Por

ejemplo, la pendiente de la TFRIQ promediada entre ángulos de campo de al menos -20° y $+20^\circ$. Otro ejemplo puede promediar la pendiente de la TFRIQ en ángulos de campo de al menos -20° , 0° y $+20^\circ$. También pueden usarse ángulos de campo más anchos por ejemplo, entre ángulos de campo de al menos -30° y $+30^\circ$ o entre ángulos de campo de al menos -40° y $+40^\circ$.

- 5 En ciertas realizaciones, la pendiente media de la TFRIQ a lo largo de una selección de o un intervalo de ángulos de campo puede ser una pendiente media ponderada de la TFRIQ que da más, menos o igual importancia a diferentes ángulos de campo para enfatizar o ponderar las contribuciones de los diferentes ángulos de campo según la aplicación.

La Figura 28 es un ejemplo que muestra un gráfico de RIQ para una lente (denominada 'Iteración A1') seleccionada para abordar la explicación del mecanismo de retroalimentación óptica de la emetropización donde se debe desalentar el crecimiento del ojo (p. ej., para abordar el progreso de la miopía o para abordar el riesgo de desarrollar miopía), según ciertas realizaciones. Los datos para la Figura 28 se prepararon para un tamaño de pupila de 4 mm y para tratar el mismo, o sustancialmente el mismo, nivel de miopía que para la iteración monofocal. Al comparar la Figura 28 con la Figura 27, la RIQ ya no mejora en la dirección del crecimiento del ojo para ángulos de campo distintos de cero. En particular, la RIQ tiene una fuerte tendencia a degradarse en la dirección del crecimiento del ojo en 10 grados fuera del eje. Si bien puede haber una ligera mejora o ningún cambio sustancial en la RIQ aproximadamente en la retina a 20 grados fuera del eje, el efecto general está fuertemente sesgado hacia la degradación de la RIQ en la dirección del crecimiento del ojo. La Figura 29 muestra un perfil de potencia que da como resultado el gráfico de RIQ de la Figura 28.

La figura 30 es un ejemplo que muestra un gráfico de RIQ para ciertas realizaciones de una lente (iteración A2) seleccionada para abordar la explicación del mecanismo de retroalimentación óptica de la emetropización. Los datos de la Figura 30 se prepararon para un tamaño de pupila de 5 mm.

Las Figuras 31 y 32 son ejemplos que muestran gráficos de la RIQ para otras dos lentes (Iteración C1 e Iteración C2 respectivamente) seleccionadas para abordar la explicación del mecanismo de retroalimentación óptica de la emetropización, pero en este caso para proporcionar una mejora de la RIQ en la dirección del crecimiento del ojo (p. ej., para proporcionar un estímulo para que un ojo crezca para corregir la hipermetropía). Las Figuras 31 y 32 muestran lentes ejemplares seleccionadas con diferentes importancias para los criterios de selección. En el perfil de potencia que da la Figura 31, se dio más importancia a lograr una RIQ alta en el eje que lograr una RIQ alta a lo largo de un amplio intervalo de ángulos de campo.

En el perfil de potencia que muestra la Figura 32, se dio más importancia a proporcionar una RIQ alta a lo largo de un amplio intervalo de ángulos de campo que a lograr una RIQ alta en el eje. En ciertas aplicaciones, una RIQ alta aceptable a lo largo de ángulos de campo grandes se considera que es una RIQ superior a 0.6, superior a 0.55, superior a 0.5, superior a 0.45, superior a 0.4, superior a 0.35 o superior a 0.3. La Tabla 3 enumera los coeficientes de desenfoque y aberraciones de alto orden hasta el orden 20, en micrómetros, sobre un diámetro de pupila de 5 mm para los perfiles de potencia descritos anteriormente.

Iteración	C(2,0)	C(4,0)	C(6,0)	C(8,0)	C(10,0)	C(12,0)	C(14,0)	C(16,0)	C(18,0)	C(20,0)
Lente monofocal	-1.800	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
Iteración A1	-1.568	0.107	-0.017	-0.016	-0.022	-0.008	0.026	0.005	-0.016	0.003
Iteración A2	-1.562	0.115	-0.011	-0.011	-0.019	-0.007	0.025	0.004	-0.017	0.005
Iteración C1	1.468	-0.135	0.020	0.029	0.036	0.011	-0.036	-0.008	0.022	-0.003
Iteración C2	1.468	-0.116	0.035	0.010	-0.013	-0.030	-0.014	0.025	0.004	-0.016

Tabla 3 Coeficientes de desenfoque y aberración esférica de alto orden sobre una pupila de 5 mm para una lente monofocal y cuatro realizaciones ejemplares con una pendiente requerida para RIQ a través del foco.

Sección 9: Aplicación a la presbicia

La presbicia es una afección en la que, con la edad, el ojo muestra una capacidad cada vez menor para enfocar objetos cercanos. La capacidad de enfocar objetos cercanos puede denominarse capacidad de acomodación. La presbicia es una etapa temprana en la que los pacientes comienzan a describir síntomas de disminución de la capacidad para enfocar objetos cercanos. La capacidad para enfocar objetos cercanos sin el uso de lentes y/o dispositivos descritos en la presente memoria se considera una condición no presbita. Ciertos ejemplos que no son parte del concepto inventivo proporcionan lentes, dispositivos y/o métodos que están configurados de tal manera que proporcionen un rendimiento visual que sea sustancialmente comparable al rendimiento visual de un prepresbita o no presbita en un intervalo de distancias con un efecto fantasma mínimo.

Por ejemplo, cuando la distancia cercana está en el intervalo de 33 cm a 50 cm o 40 cm a 50 cm; la distancia intermedia está en el intervalo de 50 cm a 100 cm, 50 cm a 80 cm o 50 cm a 70 cm; y la distancia lejana está en el intervalo de 100 cm o más, 80 cm o más o 70 cm o más. También se pueden usar otras distancias o intervalos de distancias.

5 En ciertas aplicaciones, extender la RIQ a través del foco puede proporcionar uno o más beneficios en el contexto de la presbicia. La capacidad reducida del ojo para ver de cerca debido a la acomodación reducida puede compensarse y/o mitigarse parcialmente mediante el uso del enfoque a través del foco extendido de ciertos enfoques descritos en la presente memoria. Los beneficios pueden incluir el rendimiento visual de cerca cercano a o acercándose al rendimiento visual de una lente monofocal prescrita correctamente para cerca.

10 Otros beneficios pueden incluir (i) el rendimiento visual a distancias lejanas e intermedias sustancialmente equivalente al rendimiento visual de una lente monofocal debidamente prescrita para la distancia visual lejana; (ii) rendimiento visual a distancias intermedias y lejanas que sea al menos sustancialmente equivalente al rendimiento visual de una lente monofocal correctamente prescrita a la distancia visual lejana; (iii) el rendimiento visual, a lo largo de un intervalo de distancias visuales sustancialmente continuas, incluidas las distancias intermedias y lejanas, en donde el rendimiento visual de la lente multifocal es al menos sustancialmente equivalente al rendimiento visual de una lente monofocal correctamente prescrita a la distancia visual lejana; y/o (iv) proporcionar un rendimiento visual a distancias lejanas e intermedias sustancialmente equivalente al rendimiento visual de una lente monofocal apropiadamente prescrita a la distancia visual lejana con efecto fantasma mínimo o sustancialmente mínimo. En ciertas realizaciones, la distancia visual sobre uno o más de los siguientes intervalos, es decir, distancias cercanas intermedias y lejanas puede ser continua, sustancialmente continua o continua sobre una parte de la distancia o distancias cercanas, la distancia o distancias intermedias, o la distancia o distancias lejanas. Esto también puede ser cierto para el infinito óptico. En ciertas realizaciones, continuo puede definirse como un intervalo de distancia cercana de 33 cm a 50 cm, 40 cm a 50 cm o 33 a 60 cm; intervalo de distancia intermedia de 50 cm a 100 cm, 50 cm a 80 cm o 50 cm a 70 cm; e intervalo de distancia lejana de 100 cm o más, 80 cm o más o 70 cm o más. Según ciertas lentes descritas, la lente está configurada para proporcionar el rendimiento visual, a lo largo de distancias visuales continuas, incluidas distancias cercanas, distancias intermedias y distancias lejanas.

En algunas realizaciones, la RIQ a través del foco se amplía aún más adoptando un enfoque de optimización monocular, o usando uno o más de los métodos monoculares descritos en la presente memoria. El enfoque de optimización monocular en ciertas realizaciones se logra extendiendo la RIQ a través del foco para optimizar un ojo para la visión de lejos y el otro ojo para la visión de cerca. En ciertas realizaciones, esta optimización se realiza mediante la selección de diferentes potencias de base (es decir, prescripciones refractivas eficaces) para las lentes. El enfoque a través del foco extendido (por ejemplo, RIQ) para cada lente permite que las potencias básicas se separen o se usen sin sacrificar o reducir sustancialmente la visión lejana, intermedia o cercana entre las dos potencias básicas.

35 En ciertas realizaciones, uno o más de los métodos monoculares descritos en la presente memoria se pueden usar para extender la RIQ a través del foco binocular, o la RIQ a través del foco, usando un perfil de aberración para un ojo y un perfil de aberración diferente para el otro ojo. La RIQ a través del foco extendida de cada lente optimiza un ojo para la visión lejana y el otro ojo para la visión cercana sin reducir sustancialmente la visión lejana, intermedia y/o cercana, y el efecto fantasma mínimo o sustancialmente mínimo con los dos perfiles de aberración.

40 En ciertas realizaciones, uno o más de los métodos monoculares descritos en la presente memoria pueden usarse para extender la RIQ a través del foco binocular, o la RIQ a través del foco, usando un perfil de aberración y una potencia base para un ojo y un perfil de aberración diferente y una potencia base diferente para el otro ojo. La RIQ a través del foco extendida de cada lente optimiza un ojo para la visión de lejos y el otro ojo para la visión de cerca sin reducir sustancialmente la visión lejana, intermedia y/o cercana, y el efecto fantasma mínimo, o sustancialmente mínimo, con los dos perfiles de aberración y potencia base.

45 Bajo el enfoque monocular, en algunas realizaciones, la selección de un perfil de aberración puede dar una mayor prioridad a la consideración de la RIQ y la RIQ a través del foco, y el cambio en la RIQ y la RIQ a través del foco en diferentes tamaños de pupila (que reflejan el cambio en el ojo con diferentes niveles de acomodación y niveles de iluminación).

50 De manera similar, una lente o dispositivo óptico puede diseñarse como una lente bifocal, multifocal u omnifocal, con una o ambas partes incorporando perfiles de aberración como se describe en la presente memoria para extender la TFRIQ. Se puede usar una combinación de lentes bifocales, multifocales y omnifocales, dispositivos, métodos y procedimientos en un ojo o sinérgicamente en ambos ojos mediante la selección adecuada para cada ojo que mejorará el rendimiento binocular. Por ejemplo, un ojo puede estar sesgado para una visión óptima de lejos y el otro ojo para una visión óptima de cerca.

55 Una combinación de lentes bifocales, multifocales, omnifocales, dispositivos y/o el método monocular que puede aumentar el rendimiento visual en un intervalo de distancias dióptricas en aproximadamente 1, 1.25, 1.5, 1.75, 2 o 2.25D. Por ejemplo, con referencia a dicho método de prescripción de lentes bifocales: un ojo puede tener visión de lejos en los cuadrantes superiores de rendimiento (RIQ aproximadamente a 0.35, 0.4, 0.45, 0.5 u otro seleccionado) y visión de cerca en los cuadrantes inferiores de rendimiento (RIQ aproximadamente a 0.1, 0.12, 0.15, 0.17, 0.2 u otro seleccionado) y el otro ojo puede tener visión intermedia en los cuadrantes superiores de rendimiento (RIQ

aproximadamente a 0.35, 0.4, 0.45, 0.5 u otro seleccionado) y visión de cerca en los cuadrantes inferiores de rendimiento (RIQ aproximadamente a 0.1, 0.12, 0.15, 0.17, 0.2 u otro seleccionado).

- 5 Cuando se usan potencias base, perfiles de potencia o perfiles de aberración diferentes en dos ojos diferentes; las diferentes potencias de base, perfiles de potencia, perfiles de aberración pueden seleccionarse de modo que la RIQ a través del foco se superponga para aumentar la RIQ a través del foco binocular. Por ejemplo, en ciertas realizaciones, las potencias base pueden seleccionarse de modo que, en combinación, la relación de Strehl Visual no caiga por debajo de 0.1, 0.15, 0.2, 0.25, 0.3, 0.35, 0.40 u otro valor seleccionado, entre los perfiles de RIQ combinados.

A) Ejemplos para la presbicia

- 10 La Figura 36 muestra un gráfico de RIQ a través del foco (en este caso, la relación de Strehl visual) para siete perfiles de potencia, según ciertas realizaciones. En esta figura, el eje vertical (RIQ) se define en una escala logarítmica. La Figura 36 se obtuvo para un tamaño de pupila de 5 mm y un ojo sin miopía ni hipermetropía y sin otras aberraciones de alto orden. Se pueden adaptar uno o más perfiles de potencia a un ojo miope o hipermetrope incorporando un término corrector de desenfoque adecuado, que no afecta a las aberraciones de alto orden que definen los perfiles de potencia usados para la Figura 36.

- 15 Los siete perfiles de potencia son: un perfil de potencia que puede aparecer en una lente multifocal asférica de centro-lejos convencional (indicada por triángulos en la Figura 36); un perfil de potencia que puede aparecer en una lente multifocal de centro-cerca convencional (indicado por 'x' en la Figura 36); un perfil de potencia que puede aparecer en una lente bifocal concéntrica de centro-lejos (indicado por '□' relleno en la Figura 36); un perfil de potencia que puede aparecer en un lente bifocal concéntrico de centro-cerca (indicado por '◇' vacío en la Figura 36) y tres iteraciones (Iteración B1, Iteración B2, Iteración B3) que incluyen una combinación favorable de aberración esférica (indicada por círculos rellenos, signos '+' en negrita y pares de círculos concéntricos, respectivamente, en la Figura 36).

- 20 Los perfiles de potencia para cada uno de estos se muestran en las Figuras 37 a 43. Los multifocales asféricos de centro-lejos y centro-cerca tenían el componente central extendido hasta aproximadamente 2 mm y la potencia de la zona exterior comienza en un radio de aproximadamente 1,8 mm. Se proporcionó una transición lineal entre las zonas de potencia de cerca y de lejos. Ambos bifocales concéntricos tenían una estructura de anillo, alternando entre una potencia adicional de 2 dioptrías y ninguna potencia adicional (también conocida como potencia de lejos base).

- 25 La Tabla 4 enumera los coeficientes de desenfoque y aberración esférica de alto orden hasta el orden 20, en micrómetros, sobre un diámetro de pupila de 5 mm, para los tres perfiles de potencia de la realización ejemplar, a saber: iteración B1 (Figura 41), iteración B2 (Figura 42) e iteración B3 (Figura 43), respectivamente.

30

Iteración	Iteración B1	Iteración B2	Iteración B3
C(2,0)	-0.096	-0.092	0.033
C(4,0)	-0.135	0.032	0.003
C(6,0)	0.02	0.074	0.077
C(8,0)	0.029	-0.015	-0.045
C(10,0)	0.036	-0.006	-0.023
C(12,0)	0.012	-0.018	0.01
C(14,0)	-0.036	-0.009	0.014
C(16,0)	-0.01	0.007	0.007
C(18,0)	0.022	0.011	0.003
C(20,0)	0	0.002	-0.014

Tabla 4 Coeficientes de desenfoque y aberración esférica de tres realizaciones ejemplares para la presbicia.

La Tabla 5 enumera los coeficientes de desenfoque y aberración esférica de alto orden hasta orden 20, en micrómetros, sobre un diámetro de pupila de 5 mm, para los perfiles de potencia descritos, concretamente, multifocal asférica de centro-lejos (Figura 37) y multifocal asférica de centro-cerca (Figura 38, respectivamente).

35

Iteración	Multifocal esférico Centro-lejos	Multifocal esférico centro-cerca
C(2,0)	1.15	0.324
C(4,0)	0.181	-0.244
C(6,0)	-0.09	0.114
C(8,0)	0.02	-0.021
C(10,0)	0	-0.013
C(12,0)	0	0.011
C(14,0)	0	0
C(16,0)	0	0
C(18,0)	0	0
C(20,0)	0	0

Tabla 5 Coeficientes de desenfoque y aberración esférica de alto orden de lentes multifocales esféricas de tipo centro-lejos y centro-cerca.

En las lentes multifocales esféricas los coeficientes de aberración esférica disminuyen progresivamente en magnitud absoluta con un aumento en el orden. Esto contrasta con los perfiles de potencia de la Iteración B1, la Iteración B2 y la Iteración B3, que incluyen al menos un término de aberración esférica de alto orden con un coeficiente de valor absoluto mayor que el valor absoluto del coeficiente para un término de bajo orden. Esta característica está presente en una o más de las realizaciones del perfil de potencia descritas en la presente memoria. A partir de la Figura 36, se puede observar que la multifocal esférica de centro-lejos tiene una RIQ de 0.23 a 0D, que es sustancialmente inferior a los otros perfiles de potencia, según ciertas realizaciones. Sin embargo, el rendimiento de esta lente medido por la métrica de RIQ se mantiene relativamente constante en un gran intervalo de enfoque a través del foco. Por ejemplo, a -0.4 dioptrías, la RIQ es de aproximadamente 0.2, a 0.67, la RIQ es de aproximadamente 0.18 y a -1 dioptrías, la RIQ es de aproximadamente 0.12.

El multifocal esférico centro-cerca tiene una RIQ en 0D de aproximadamente 0.5. Con este diseño ejemplar, la RIQ cae a aproximadamente 0.24 a -0.67 dioptrías (todavía mejor que el multifocal esférico de distancia central). Sin embargo, más allá de eso, el multifocal esférico centro-cerca tiene una RIQ que disminuye rápidamente, como se puede ver a -1 dioptría, el valor de RIQ es de aproximadamente 0,08. Ambos bifocales concéntricos (centro-lejos y -cerca) tienen una RIQ baja de 0.13 y 0.21 en 0D. Ambos bifocales concéntricos mantienen su nivel de RIQ o mejor en un intervalo de aproximadamente 1,1 dioptrías.

Desenfoque (D)	Multifocal esférico centro-lejos	Multifocal al esférico centro-cerca	Iteración B1	Iteración B2	Iteración B3	Bifocal concéntrico centro-lejos	Bifocal concéntrico centro-cerca	Desenfoque desplazado en +0.50
-1.1085	0.1021	0.0601	0.1342	0.0918	0.0971	0.2025	0.1349	-0.6085
-0.9977	0.1212	0.0768	0.1831	0.1338	0.1228	0.2447	0.1524	-0.4977
-0.8868	0.1407	0.1062	0.2394	0.1882	0.1577	0.2913	0.1675	-0.3868
-0.7760	0.1598	0.1574	0.2957	0.2511	0.2095	0.3362	0.1789	-0.2760
-0.6651	0.1776	0.2383	0.3423	0.3160	0.2830	0.3700	0.1851	-0.1651
-0.5543	0.1931	0.3481	0.3867	0.4262	0.3723	0.3839	0.1855	-0.0543
-0.4434	0.2060	0.4699	0.4550	0.5318	0.4583	0.3735	0.1805	0.0566
-0.3326	0.2162	0.5715	0.4992	0.6099	0.5266	0.3417	0.1709	0.1674
-0.2217	0.2237	0.6185	0.5110	0.6451	0.5691	0.2969	0.1584	0.2783
-0.1109	0.2284	0.5913	0.4924	0.6369	0.5879	0.2495	0.1444	0.3891
0.0000	0.2304	0.4980	0.5014	0.5993	0.5906	0.2076	0.1300	0.5000
0.1109	0.2294	0.3702	0.4924	0.5511	0.5825	0.1754	0.1167	0.6109

0.2217	0.2249	0.2468	0.5110	0.5055	0.5609	0.1539	0.1055	0.7217
0.3326	0.2160	0.1549	0.4992	0.4648	0.5182	0.1418	0.0973	0.8326
0.4434	0.2048	0.1010	0.4550	0.4232	0.4513	0.1367	0.0924	0.9434
0.5543	0.2000	0.0758	0.3867	0.3741	0.3672	0.1358	0.0908	1.0543
0.6651	0.2173	0.0650	0.3082	0.3154	0.2815	0.1363	0.0917	1.1651
0.7760	0.2727	0.0588	0.2327	0.2511	0.2095	0.1362	0.0940	1.2760
0.8868	0.3701	0.0535	0.1694	0.1882	0.1577	0.1347	0.0962	1.3868
0.9977	0.4907	0.0491	0.1219	0.1338	0.1228	0.1325	0.0992	1.4977
1.1085	0.5962	0.0458	0.0896	0.0918	0.0971	0.1305	0.1087	1.6085

Tabla 6 Valores de RIQ para dos lentes bifocales, dos lentes bifocales concéntricas y tres perfiles de aberración para RIQ a través del foco extendida.

La iteración B1, la iteración B2 y la iteración B3 tienen una RIQ al menos tan buena en 0D como el bifocal centro cerca y también una mejor RIQ en el intervalo a través del foco entre -0.65 D y 0.75 D según se acomoda el ojo. Por ejemplo, la iteración B2 tiene una RIQ de aproximadamente 0.53 a -0.4 dioptrías, aproximadamente 0.32 a -0.67 dioptrías y aproximadamente 0.13 a -1 dioptrías. El rendimiento a través del foco (RIQ) de la iteración B1, la iteración B2 y la iteración B3 se pueden ampliar aún más. Esta extensión se logra desplazando las curvas hacia la izquierda en la Figura 36. Sin embargo, el rendimiento de la lente multifocal esférica centro-cerca, en este ejemplo, no se puede desplazar de esta manera sin afectar sustancialmente el rendimiento, debido a la RIQ asimétrica que disminuye sustancialmente más rápido para potencias positivas (lado derecho de la Figura 36).

Por ejemplo, las tres iteraciones ejemplares tienen una RIQ de aproximadamente 0.40 a +0.55D. La combinación de los términos de aberración esférica con un término de desenfoque de +0.55D cambiará el valor de RIQ para la visión de lejos al valor para +0.55D en la Figura 36. Considerando nuevamente la iteración B2, el rendimiento a través del foco (RIQ) se modificaría de la siguiente manera: una RIQ de aproximadamente 0.4 en visión de lejos, una RIQ de aproximadamente 0.53 a -0.4 dioptrías, aproximadamente 0.64 a -0.67 dioptrías, aproximadamente 0.52 a -1 dioptría, aproximadamente 0.40 a -1.1 dioptrías y aproximadamente 0.15 a -1.5 dioptrías.

Al desplazar el punto de visión de lejos en una lente con combinaciones de HOA que extienden el rendimiento de la RIQ a través del foco, entonces las lentes, los dispositivos y/o los métodos que proporcionan la combinación de HOA pueden mejorar sustancialmente el rendimiento a través del foco. Esto se logra mientras se mantiene una RIQ al menos tan buena como el de un multifocal esférico centro-cerca y una RIQ sustancialmente mejorada en comparación con un multifocal esférico centro lejos. La cantidad de desenfoque más potencia añadida para desplazar las curvas de RIQ es una cuestión de elección, lo que representa una compensación entre la RIQ de visión de lejos y la RIQ de visión de cerca. La Tabla 6 muestra los valores de desenfoque (columna más a la izquierda) y RIQ para los perfiles de potencia descritos anteriormente. También muestra los valores de desenfoque desplazados en +0.55D, aplicables cuando la iteración B1, la iteración B2 y/o la iteración B3 se modifican por esta cantidad.

La Figura 115 representa la calidad de imagen retiniana a través del foco para cinco combinaciones ejemplares con aberraciones de alto orden (T1 a T5 mostradas en la Tabla 6.1) que incluyen solo aberraciones simétricas de alto orden. La calidad de imagen retiniana a través del foco calculada para las cinco combinaciones de aberraciones de alto orden ejemplares usando la RIQ monocromática (relación de Strehl visual) descrita en la ecuación 2. Las combinaciones T1, T4 y T5 usaron un diámetro de pupila de 3 mm para obtener la calidad de imagen retiniana a través del foco mientras que las combinaciones T2 y T3 usaron un diámetro de pupila de 4 mm. Estos cálculos para un diámetro de pupila específico y/o con la calidad de imagen retiniana específica que da por resultado combinaciones ejemplares. Otras combinaciones ejemplares también se contemplan usando uno o más de lo siguiente: métricas de calidad de imagen, intervalos de frecuencia espacial para calcular la calidad de imagen retiniana a través del foco.

Métrica Q	Relación de Strehl visual	Relación de Strehl visual	Relación de Strehl visual	Relación de Strehl visual	Relación de Strehl visual
Pupila	3 mm	4 mm	4 mm	3 mm	3mm
SF	0 a 30 c/d	0 a 30 c/d	0 a30 c/d	0 a 30 c/d	0 a 30 c/d
Coeficientes	Coeficientes de aberración de la	Coeficientes de aberración de la	Coeficientes de aberración de la	Coeficientes de aberración de la	Coeficientes de aberración de la

Métrica Q	Relación de Strehl visual	Relación de Strehl visual	Relación de Strehl visual	Relación de Strehl visual	Relación de Strehl visual
	realización T1	realización T2	realización T3	realización T4	realización T5
C(2,0)	0.426	0.907	0.56	0.357	0.181
C(4,0)	-0.116	-0.112	-0.096	-0.092	-0.096
C(6,0)	-0.012	0.049	0.038	-0.061	-0.005
C(8,0)	-0.040	0.058	0.019	0.028	-0.021
C(10,0)	-0.016	-0.111	-0.084	0.04	0.014
C(12,0)	0.042	-0.049	-0.024	-0.012	0.028
C(14,0)	0.012	0.063	0.055	-0.017	-0.013
C(16,0)	-0.027	-0.005	-0.007	0.007	-0.011
C(18,0)	0.012	-0.02	-0.02	0.003	0.012
C(20,0)	0	0.017	0.016	-0.001	-0.005

La tabla 6.1 muestra los coeficientes de aberración de mayor orden de aberraciones simétricas, representados en un polinomio de Zernike que describe hasta el orden 20, para cinco realizaciones de ejemplo T1 a T5.

B) Efecto del tamaño de la pupila

Las Figuras 44 a 46 muestran la variación en la RIQ a través del foco con el tamaño de la pupila para la Iteración B1, la Iteración B2 y la Iteración B3 respectivamente, según ciertas realizaciones. Los perfiles ejemplares de RIQ son relativamente estables, ya que la RIQ conserva la combinación de una RIQ relativamente alta (en comparación con, por ejemplo, un multifocal asférico centro lejos) en combinación con un intervalo de enfoque a través del foco relativamente largo (en comparación con, por ejemplo, un multifocal asférico centro-cerca). Los conjuntos de Figuras 47, 48 y 49, 50 muestran la variación en la RIQ a través del foco con el tamaño de la pupila para los dos bifocales concéntricos y los dos multifocales asféricos, respectivamente. A partir de estas figuras se puede ver que, comparativamente, el cambio en la RIQ y el rendimiento de la RIQ a través del foco es menos estable para estas lentes que la Iteración B1 (Figura 39), la Iteración B2 (Figura 40) y la Iteración B3 (Figura 41). Las figuras 39 a 50 son ejemplos, según determinadas realizaciones.

C) Diseño monocular y/o binocular

Como se describe en la presente memoria, la iteración B2 (Figura 40) puede proporcionar una RIQ de 0.4 o superior desde la visión de lejos hasta aproximadamente una vergencia intermedia de aproximadamente 1.1 dioptrías. Cuando se añade el nivel apropiado de desenfoque a la misma iteración mientras se corrige el otro ojo, TFRIQ puede extenderse desde 1.1 dioptrías hasta más cerca, digamos 2.2D de vergencia objetivo, es decir, combinado binocularmente, el ojo candidato puede mantener una RIQ de 0.4 o más desde la distancia de prueba de lejos hasta el final, o sustancialmente hasta 2.2 dioptrías. Usando este enfoque de diseño monocular y suponiendo que el receptor acepta el diseño monocular, el rendimiento combinado a través del foco se amplía sustancialmente, según ciertas realizaciones.

Con referencia a los perfiles a través del foco que se muestran en las Figuras 51 y 52, que se describen en la presente memoria, bajo el enfoque de diseño monocular, se seleccionará una lente para tener una potencia base (prescripción refractiva de lejos) que desplace la curva a través del foco al extremo, o por debajo de la izquierda (comenzando en la marca -2.5D) y la otra lente seleccionada para tener una potencia base que desplaza la curva a través del foco ligeramente hacia la izquierda (comenzando en la marca -1.5D), según ciertas realizaciones.

Las Figuras 51 y 52 muestran la TFRIQ del diseño de dos pares de perfiles de potencia (corrección 'Q' binocular), según ciertas realizaciones. Cada lente del par se ha diseñado para ampliar RIQ en combinación con la otra lente del par. Los coeficientes de desenfoque y aberración esférica de alto orden para estas combinaciones se especifican en las Tablas 7 y 8 respectivamente.

Combinación	Ojo derecho	Ojo izquierdo
C(2,0)	0.28	0.57
C(4,0)	-0.1	0.125
C(6,0)	0.025	-0.075
C(8,0)	0.075	-0.075
C(10,0)	0.025	-0.025
C(12,0)	0.025	0
C(14,0)	0.025	0.025
C(16,0)	0.025	0.025
C(18,0)	0.025	-0.025
C(20,0)	0	-0.025

Tabla 7 Coeficientes de desenfoque y aberración esférica de alto orden de la primera realización ejemplar para el diseño monocular de lentes para presbicia (Adición eficaz de 1.5 D en la dirección negativa de la curva a través del foco).

Combinación	Ojo derecho	Ojo izquierdo
C (2,0)	0.433	0.866
C(4,0)	-0.1	-0.1
C(6,0)	-0.05	-0.05
C(8,0)	0.025	0.025
C(10,0)	0.025	0.025
C(12,0)	-0.025	-0.025
C(14,0)	-0.025	-0.025
C(16,0)	0	0
C(18,0)	0	0
C(20,0)	0	0

5 Tabla 8 Coeficientes de desenfoque y aberración esférica de alto orden de la segunda realización ejemplar para el diseño monocular de lentes para presbicia (Adición eficaz de 2.5D en la dirección negativa de la curva a través del foco).

Los perfiles de potencia descritos en relación con la Tabla 7 y la Tabla 8 son ejemplos de combinaciones de aberraciones de alto orden que proporcionan un rendimiento a través del foco mejorado en el lado negativo de la función a través del foco. De manera similar, usando este enfoque de diseño monocular, el rendimiento combinado a través del foco también se puede ampliar sustancialmente en el lado derecho de la función a través del foco, siempre que se añada un nivel adecuado de desenfoque a una combinación seleccionada de aberraciones de alto orden. Las Figuras 53 y 54 muestran ejemplos con una RIQ relativamente constante (>0.35) en un intervalo de desenfoque, en la dirección positiva de la función a través del foco, según ciertas realizaciones. Los coeficientes de desenfoque y aberración esférica de alto orden para estas combinaciones se especifican en las Tablas 9 y 10, respectivamente.

Combinación	Ojo derecho	Ojo izquierdo
C (2,0)	-0.28	-0.43
C(4,0)	-0.125	-0.125
C(6,0)	-0.05	-0.05
C(8,0)	0.075	0.075
C(10,0)	0.025	0.025

Combinación	Ojo derecho	Ojo izquierdo
C(12,0)	-0.025	-0.025
C(14,0)	0	0
C(16,0)	0	0
C(18,0)	0	0
C(20,0)	0	0

Tabla 9 Coeficientes de desenfoque y de aberración esférica de alto orden de la tercera realización ejemplar para el diseño monocular de lentes para presbicia (adición eficaz de 1.5D en la dirección positiva de la curva a través del foco).

Combinación	Ojo derecho	Ojo izquierdo
C (2,0)	-0.43	-0.86
C(4,0)	-0.125	-0.125
C(6,0)	-0.05	-0.05
C(8,0)	0.075	0.075
C(10,0)	0.025	0.025
C(12,0)	-0.025	-0.025
C(14,0)	0	0
C(16,0)	0	0
C(18,0)	0	0
C(20,0)	0	0

5 Tabla 10 Coeficientes de desenfoque y aberración esférica de alto orden de la cuarta realización ejemplar para el diseño monocular de lentes para presbicia (adición eficaz de 2,5D en la dirección positiva de la curva a través del foco).

10 Las Figuras 118 muestran la calidad de imagen retiniana a través del foco para dos diseños ejemplares, N41 y N42, que se calcularon en el diámetro de pupila de 3 mm usando la relación de Strehl visual como métrica de calidad de imagen retiniana, descrita en la sección 1. Los perfiles de potencia del par de realizaciones ejemplares, N41 y N42, como una función del diámetro de media cuerda de la zona óptica se describen en la Figura 117. Este par de lentes pueden prescribirse para un par de ojos, donde un diseño se prescribe para un ojo seleccionado y el otro diseño se prescribe para el ojo compañero. En este ejemplo, como se ve en la Figura 118, las líneas continua y dual representan la calidad de imagen retiniana a través del foco para cada uno de los dos diseños ejemplares, N41 y N42, respectivamente. Un par de diseños ejemplares con diferentes características de rendimiento pueden usarse en un método de corrección de un par de ojos. El uso de dichos métodos ejemplares puede dar como resultado un acoplamiento y/o suma de los rendimientos individuales de cada lente que puede ocurrir al nivel de la corteza visual en el cerebro. Por ejemplo, una respuesta sumada para el par de la realización, N41 y N42, se representa por la línea discontinua en la Figura 118.

20 Las Figuras 138 muestran la calidad de imagen retiniana a través del foco para dos diseños ejemplares, N11 y N12, que se calcularon en diámetro de pupila de 3 mm usando la relación de Strehl visual con la inclusión del coseno de la función de transferencia de fase como la métrica de la calidad de imagen retiniana, descrita en la sección 1. Los perfiles de potencia del par de realizaciones ejemplares, N11 y N12, como una función del diámetro de media cuerda de la zona óptica se describen en la Figura 137. Este par de lentes puede prescribirse para un par de ojos, donde un diseño se prescribe para un ojo seleccionado y el otro diseño se prescribe para el ojo compañero. En este ejemplo, como se ve en la Figura 138, las líneas continua y dual representan la calidad de imagen retiniana a través del foco para cada uno de los dos diseños ejemplares, N11 y N12, respectivamente. Un par de diseños ejemplares con diferentes características de rendimiento puede usarse en un método de corrección de un par de ojos. El uso de dichos métodos ejemplares puede dar como resultado un acoplamiento y/o una suma de los rendimientos individuales de cada lente que se espera al nivel de corteza visual en el cerebro. Por ejemplo, una respuesta sumada para el par de realizaciones, N11 y N12, se representa mediante la línea discontinua en la Figura 138.

Sección 10: Diseño para mejorar la visión central

Algunas realizaciones pueden usarse para optimizar selectivamente el rendimiento visual bajo una o más condiciones de observación definidas. Dichas condiciones de visión pueden incluir pero no se limitan a distancias de observación específicas, condiciones de iluminación específicas, tareas de visión específicas o combinaciones de las mismas. El rendimiento óptico puede incluir las métricas de calidad de imagen retiniana descritas en la presente memoria. Con respecto a los diseños para mejorar la visión central, el rendimiento visual puede incluir la agudeza visual y/o la sensibilidad al contraste. Por ejemplo, puede producirse la utilización de algunas de las realizaciones, dispositivos, lentes y/o métodos descritas que se optimizan selectivamente para uno o más de lo siguiente: agudeza visual de alto contraste, agudeza visual de bajo contraste, sensibilidad al contraste, alta iluminación, baja iluminación, visión fotópica (visión por el día), mesópica, escotópica (visión por la noche), visión de lejos, visión del ordenador, lectura de cerca o combinaciones de las mismas.

Sección 10.A: Diseño para el campo periférico

En algunas realizaciones, cuando se selecciona una combinación de HOA para formar un perfil de potencia, se puede aumentar el peso dado a la visión periférica. Esto puede ser aplicable, por ejemplo, cuando el receptor practica ciertos deportes en los que la visión periférica es importante.

La Figura 55 muestra un gráfico de RIQ (nuevamente relación de Strehl visual), para tres perfiles de potencia diferentes que igualan sustancialmente la RIQ a lo largo del campo visual horizontal, según ciertas realizaciones. Las medidas de RIQ se obtuvieron para una pupila de 5 mm. Los coeficientes de desenfoque y aberración esférica de alto orden para cada perfil de potencia se muestran en la Tabla 11.

Iteración	Iteración A3	Iteración A4	Iteración A5
C(2,0)	-1.506	-1.504	-1.501
C(4,0)	0.111	0.114	0.117
C(6,0)	-0.04	-0.037	-0.034
C(8,0)	-0.015	-0.013	-0.01
C(10,0)	0.007	0.009	0.012
C(12,0)	0.025	0.027	0.029
C(14,0)	0.011	0.013	0.014
C(16,0)	-0.025	-0.024	-0.023
C(18,0)	-0.003	-0.002	-0.002
C(20,0)	0.017	0.016	0.015

Tabla 11 Coeficientes de desenfoque y aberración esférica de alto orden de tres realizaciones ejemplares para RIQ sustancialmente constante sobre ángulos de campo horizontal extendidos

Las iteraciones A3 (Figura 56), A4 (Figura 57) y A5 (Figura 58) produjeron una RIQ en el eje de aproximadamente 0.5 a lo largo de un ángulo de campo de cero a 30 grados (si se asume una simetría horizontal, es decir 60 grados en total a lo largo de los campos tanto nasal como temporal), según ciertas realizaciones. La RIQ en el eje también es de aproximadamente 0.5, que es inferior a la de algunas otras realizaciones en las que se permite la degradación de la RIQ por debajo de 0.5 con el aumento del ángulo de campo.

En consecuencia, en ciertas realizaciones, la RIQ en el eje puede compensarse con la RIQ en ángulos de campo altos. Por ejemplo, se puede permitir que la RIQ caiga a 0.2 en un ángulo de campo de 30 grados (pero que permanezca en 0.5 o más para un ángulo de campo de 20 grados o menos), para permitir una selección de HOA que aumente la RIQ en el eje por encima de la que se muestra en la Figura 55. Los diseños de perfil de potencia para la visión periférica se pueden seleccionar para una lente diseñada para proporcionar una pendiente de RIQ (proporcionando un estímulo para retardar o estimular el crecimiento del ojo bajo la explicación del mecanismo de retroalimentación óptica de la emetropización), o corrección/lentes para la presbicia (emetropía, miopía o hipermetropía) o para otros ojos. En ciertas realizaciones, los ángulos de campo alto son uno o más de los siguientes: 10 grados, 20 grados, 30 grados o 40 grados del campo visual. También se pueden usar otros ángulos de campo altos adecuados en ciertas aplicaciones.

Sección 11: Selección de fase positiva y negativa

Para un receptor particular de una lente, dispositivo y/o método descrito en la presente memoria, se puede realizar una selección entre dos perfiles de potencia de fases opuestas. En este contexto, el término "fase opuesta" identifica perfiles de potencia que tienen magnitudes idénticas, o sustancialmente idénticas, de conjuntos de combinación específicos de aberraciones de alto orden sobre una pupila deseada, aunque sus signos son opuestos entre sí. Las Figuras 59 y 60 muestran las iteraciones de perfil de potencia E1 y E2, que son ejemplos de perfiles de potencia con fases opuestas, según ciertas realizaciones. La Tabla 12 refleja las magnitudes y signos de los términos de aberración esférica de alto orden para las iteraciones E1 y E2. Las lentes de fase opuesta descritas en la presente memoria pueden dar como resultado la misma, o sustancialmente la misma RIQ máxima en el eje. El rendimiento de la RIQ a través del foco de dichos pares de perfiles de fase pueden ser imágenes especulares, o imágenes sustancialmente especulares, entre sí a lo largo del eje Y (es decir, separados por el desenfoque), como se muestra en la Figura 61. Sin embargo, esto resultaría si el perfil de aberración de alto orden inherente es insignificamente pequeño (digamos, por ejemplo, aberración esférica primaria en el intervalo de $-0.02 \mu\text{m}$ a $0.02 \mu\text{m}$ sobre una pupila de 5 mm).

Iteración	Iteración E1	Iteración E2
C(2,0)	-2.015	-1.573
C(4,0)	-0.102	0.102
C(6,0)	0.021	-0.021
C(8,0)	0.019	-0.019
C(10,0)	0.025	-0.025
C(12,0)	0.01	-0.01
C(14,0)	-0.025	0.025
C(16,0)	-0.006	0.006
C(18,0)	0.016	-0.016
C(20,0)	-0.003	0.003

Tabla 12 Coeficientes de desenfoque y aberración esférica de alto orden de dos realizaciones ejemplares con fases opuestas (es decir, perfiles de potencia como imágenes especulares a lo largo del eje X).

Las interacciones entre los perfiles de aberración inherentes de los ojos candidatos y un perfil de fase seleccionado pueden tener un efecto a) mejorado o b) degradado en el rendimiento óptico y/o visual objetivo y/o subjetivo. Como la TFRIQ es dependiente del perfil de aberración inherente, unos perfiles de fase seleccionados, por ejemplo, pueden ser útiles para cambiar la pendiente de la TFRIQ en la dirección que favorecería el proceso de emetropización para ojos miopes o hipermetropes; o, alternativamente, se puede usar el mismo perfil de fase, o uno similar, para mitigar los síntomas de presbicia en ojos candidatos alternativos.

Las Figuras 62 y 63 muestran cómo la TFRIQ de perfiles de fase opuestos son dependientes de la aberración ocular inherente del ojo candidato (en este ejemplo, aberración esférica positiva), según ciertas realizaciones. Ciertos métodos descritos en la presente memoria implican proporcionar lentes del mismo diseño, o sustancialmente el mismo, pero de fase opuesta y permitir que el receptor seleccione la fase preferida. El proceso de selección puede ser a través de una evaluación objetiva de la métrica de rendimiento de TFRIQ y/o podría ser puramente una preferencia subjetiva a través de pruebas guiadas visualmente.

Sección 12: Identificación y selección de la combinación

Como se describe en la presente memoria para ciertas realizaciones, es posible proporcionar una RIQ en el eje deseable para lejos y una RIQ a través del foco apropiada que permitiría un mejor rendimiento visual para vergencias de lejos, intermedias y de cerca eligiendo una combinación apropiada de HOA. Esta combinación de aberraciones de alto orden puede contener una corrección para el perfil de aberración inherente del candidato de prueba. El Apéndice A de esta memoria enumera 78 combinaciones de coeficientes de aberración esférica de alto orden que proporcionan tanto una RIQ útilmente alta como una opción para proporcionar una RIQ a través del foco extendida en la dirección negativa (lado izquierdo). También se muestra en el Apéndice A, como punto de comparación, una combinación que no tiene aberración esférica, de ningún orden. El Apéndice B muestra los valores de TFRIQ para las combinaciones enumeradas en el Apéndice A. Los cálculos se realizaron para un tamaño de pupila de 4 mm, sin embargo, el enfoque o método puede extenderse a otros tamaños de pupila apropiados y/o deseados si es necesario o deseado. Por ejemplo, el método puede usarse con un tamaño de pupila dentro de uno o más de los siguientes intervalos: 1.5 a 8 mm, 2 a 8 mm, 2.5 a 8 mm, 3 a 7 mm, 3 a 8 mm y 3.5 a 7 mm. Por ejemplo, el método puede usarse con tamaños de pupila de aproximadamente 1.5, 2, 2.5, 3, 3.5, 4, 4.5, 5, 5.5, 6, 6.5, 7, 7.5 u 8 mm.

Las medidas de TFRIQ de las 78 combinaciones de aberraciones se muestran en la Figura 64, la línea negra muestra la RIQ simétrica que ha resultado de una combinación que no tiene aberraciones de alto orden, las líneas más claras (es decir, las líneas grises) muestran el rendimiento mejorado en la dirección negativa de la función de TFRIQ para las 78 combinaciones que implican términos de aberración esférica de alto orden.

- 5 A partir de la Figura 64, se puede hacer una serie de observaciones. Los 78 perfiles con términos de aberración esférica de alto orden proporcionan un rendimiento a través del foco extendido en la dirección negativa, especialmente cuando se realiza una selección adecuada de una potencia negativa para desplazar el perfil a través del foco trazado hacia un desenfoque negativo (izquierda). Los 78 perfiles incluyen un intervalo en el que la RIQ es 0.1 o más de al menos 2 dioptrías. Varios de los 78 perfiles incluyen un intervalo en el que la RIQ es 0.1 o más de al menos 2.25 dioptrías. Los 78 perfiles incluyen una RIQ (relación de Strehl visual, monocromático) que alcanza un máximo de 0.35. Muchos de los perfiles incluyen una RIQ que alcanza un máximo por encima de los umbrales de 0.4, 0.5, 0.6 y 0.7 y algunas combinaciones dan como resultado un máximo que se encuentra por encima de la marca de 0.8.

- 10 Los términos de aberración esférica varían en las combinaciones, desde uno (ejemplo: combinación 77) hasta nueve. En otras realizaciones, se pueden añadir órdenes incluso más altos de términos de aberración esférica, para crear combinaciones adicionales.

- 15 La combinación 77 en el Apéndice A muestra que seleccionando un nivel particular de aberración esférica primaria, el perfil de aberración puede usarse ventajosamente para un ojo presbita. Véase la patente de EE.UU. 6,045,568 para la miopía. Por el contrario, según ciertas realizaciones, se logra un estímulo para retrasar el crecimiento del ojo en el eje bajo la explicación por retroalimentación óptica de la emetropización si la retina está ubicada en el lado negativo del gráfico que se muestra en la Figura 65 (es decir, la distancia focal de la lente es mayor que el ojo). En otras palabras, el perfil de aberración generalmente incluye un término C(2,0) con una potencia negativa adicional sobre la cantidad requerida para corregir la miopía.

- 20 El Apéndice C enumera otras 67 combinaciones de coeficientes de alto orden que proporcionan una RIQ útilmente alta y una opción para proporcionar una TFRIQ extendido en la dirección positiva (lado derecho de la Figura 66). También se muestra en el Apéndice C, como punto de comparación, una combinación que no tiene aberración esférica de ningún orden. El Apéndice D muestra los valores de TFRIQ para las combinaciones enumeradas en el Apéndice C. Nuevamente, los cálculos se realizaron para un tamaño de pupila de 4 mm, sin embargo, el enfoque o los métodos pueden extenderse a otros tamaños de pupila apropiados o deseados, si se requiere o se desea.

- 25 Las medidas TFRIQ de las 67 combinaciones de aberraciones se muestran en la Figura 66, la línea negra muestra la RIQ simétrica que ha resultado de una combinación que no tiene aberraciones de alto orden, las líneas más claras (es decir, grises) muestran el rendimiento mejorado en la dirección positiva de la función TFRIQ, para las 67 combinaciones que implicaron términos de aberración esférica de alto orden.

- 30 A partir de la Figura 66, se pueden hacer una serie de observaciones. Los 67 perfiles con términos de aberración esférica de alto orden proporcionan un rendimiento a través del foco extendido en la dirección positiva, especialmente cuando se realiza una selección adecuada de una potencia negativa para desplazar el perfil a través del foco trazado hacia un desenfoque negativo (izquierda). Los 67 perfiles incluyen un intervalo en el que la RIQ es 0.1 o más o superior a 2.5D. La figura 67 muestra un diagrama de flujo de trabajo de ejemplo para identificar un perfil de potencia para su aplicación a un ojo presbita, según ciertas realizaciones.

Sección 13: Aberración esférica y astigmatismo

- 35 Las iteraciones B1, B2 y B3 se han descrito en la presente memoria para la presbicia emetrópica. Al considerar la presbicia astigmática, se pueden adoptar al menos dos métodos diferentes. Un primer método de corrección se completa considerando el error refractivo astigmático como una esfera equivalente. En este método, la prescripción equivalente esférica se deduce dividiendo la potencia cilíndrica/astigmática por dos ($S = -C/2$). Este es un enfoque muy común que a menudo se considera para abordar cantidades bajas o moderadas de astigmatismo, digamos hasta -1.5D. Una vez que se aprovecha la esfera equivalente, las mismas iteraciones, o sustancialmente las mismas, descritas en la presente memoria, digamos, por ejemplo, B1, B2 o B3, pueden usarse como una prescripción eficaz, una vez que el término de desenfoque se ajusta para adaptarse al equivalente esférico.

- 40 Un segundo método considera la preparación de una prescripción tórica tanto para el astigmatismo como para la presbicia. La figura 68 muestra una lente ejemplar que incluye un perfil de potencia tórica para tratar tanto el astigmatismo como la presbicia. En este caso, la prescripción se hace para corregir a un individuo que tiene una corrección de astigmatismo de -1D @ 90 y requiere una potencia adicional para permitir la visión de cerca. Como se puede observar en la figura, la diferencia entre el meridiano horizontal y vertical es -1D, esta magnitud se establece para corregir el astigmatismo en el caso anterior; mientras que la combinación de aberración esférica de alto orden tiene como objetivo mitigar los síntomas de la presbicia. También pueden usarse o incorporarse otros métodos adecuados en algunas de las realizaciones descritas.

Los perfiles de aberración de algunas realizaciones ejemplares con términos sustancialmente rotacionalmente simétricos pueden seleccionarse para enmascarar y/o corregir el astigmatismo hasta al menos -0.5 DC, -0.75 DC, -1 DC y -1.25 DC. En algunas realizaciones, la corrección del astigmatismo puede no ser dependiente del eje del

astigmatismo corregido. En algunas realizaciones, la variedad de aberraciones rotacionalmente simétricas para enmascarar y/o corregir el astigmatismo puede estar limitada a al menos la expansión polinómica de Zernike de orden 10, 14, 18 o 20. En el ejemplo actual, mostrado en la Tabla 12.1, los cálculos se realizaron usando una pupila de 5 mm, un intervalo de frecuencia espacial de 0 a 25 ciclos/grado y una relación de Strehl visual como la métrica de calidad de imagen retiniana a través del foco. Sin embargo, también pueden usarse otras combinaciones de tamaños de pupila, métricas de calidad de imagen retiniana y/o frecuencias espaciales para dichos cálculos.

Astigmatismo introducido	-1.25DC x 90
Tamaño de pupila	5
Frecuencia espacial	0 a 25 c/d
Métrica de calidad de imagen retiniana	VSOTF
Coeficientes de Zernike para la combinación seleccionada	
C(2,0)	0
C(4,0)	-0.069
C(6,0)	-0.002
C(8,0)	-0.001
C(10,0)	-0.063
C(12,0)	-0.004
C(14,0)	0.075
C(16,0)	0.027
C(18,0)	-0.036
C(20,0)	-0.023

Tabla 12.1. Coeficientes de desenfoque y aberración esférica de alto orden de unas realizaciones ejemplares que enmascaran el astigmatismo de aproximadamente -1.25 DC en cualquier eje. Los cálculos se realizaron usando la relación de Strehl visual como la métrica de RIQ a un diámetro de pupila de 5 mm y un intervalo de frecuencia espacial de 0 a 25 ciclos/grado.

Sección 13.A: Aplicaciones a la mejora de la visión

Algunas realizaciones están dirigidas a lentes, dispositivos ópticos y/o métodos que comprenden los perfiles de aberración que son beneficiosos porque mejoran la visión para ver a ciertos niveles de detalles visuales; por ejemplo, para detalles visuales a una frecuencia espacial deseada o un intervalo deseado de frecuencias espaciales. La mejora de la visión puede estar en forma de mejora de calidad de imagen retiniana, agudeza visual, sensibilidad al contraste a una frecuencia espacial deseada o un intervalo de frecuencias espaciales y/o combinaciones de los mismos.

La agudeza visual puede usarse a veces como una medida de un aspecto de rendimiento visual. La medida de la agudeza visual evalúa el límite cuando un objetivo visual, tal como una letra, o una letra "E" (E "iletrada") o una letra "C" (C de Landolt), o algún otro objetivo, no puede resolverse, identificarse o presentarse correctamente por más tiempo por el paciente que está asumiendo la medida de la agudeza visual. El límite está relacionado con, entre otros factores, la frecuencia espacial o frecuencias espaciales (como de finamente espaciados están los detalles objetivo visuales) del objeto visual y el contraste del objetivo visual. El límite de agudeza visual puede alcanzarse cuando el contraste de la imagen del objetivo visual, creado por la óptica de un ojo con o sin dispositivos ópticos adicionales, es demasiado bajo para ser discernido por el sistema visual (incluyendo la retina, la vía visual y la corteza visual). Debido a que el contraste de imagen retiniana necesario para discernir una imagen retiniana aumenta con la frecuencia espacial creciente (es decir, el contraste tiene que ser mayor para objetivos detallados más finos), para objetivos de un intervalo de finura de detalles (o frecuencias espaciales), un ojo, u ojo con dispositivos ópticos normalmente es capaz de discernir la mayor frecuencia espacial, o los detalles más finos para lo cual el contraste de la imagen retiniana es igual a o mayor que el contraste mínimo necesario para detectar los detalles.

En algunas realizaciones, un camino por el que puede mejorarse la agudeza visual es aumentar el contraste de la imagen retiniana a un nivel de finura de detalles (o frecuencias espaciales) cerca de y/o ligeramente mayor que (es decir, detalles más finos o mayor frecuencia espacial) la agudeza visual del ojo natural u ojo con dispositivos ópticos.

Ciertas realizaciones están dirigidas a perfiles de aberración que aumentan el contraste de ligeramente menor que o cerca de la agudeza visual del ojo natural o el ojo natural con dispositivos ópticos convencionales.

En una realización ejemplar, un ojo puede tener una agudeza visual corregida de la mejor forma (es decir la mejor agudeza visual alcanzable usando la mejor corrección usando dispositivos ópticos convencionales para su error refractivo, que puede ser miopía o hipermetropía o astigmatismo o alguna combinación de los mismos) de agudeza de 6/6 (o 20/20). El nivel de agudeza visual puede igualarse a una frecuencia espacial de 30 ciclos por grado. Es decir, los objetivos con detalles más finos, y mayores frecuencias espaciales, pueden estar produciendo contrastes de imagen retiniana que son demasiado bajos para ser discernidos por la retina y el sistema visual. En esta realización ejemplar, mostrada en la Figura 134, la combinación de aberraciones optimizada proporciona una imagen retiniana de contraste mejorada (mayor) en el intervalo de frecuencia espacial de 20 ciclos por grado a 60 ciclos por grado; es decir, de ligeramente menor que la agudeza visual corregida de la mejor forma del ojo ejemplar (con los términos de desenfoque corregidos y aberraciones de alto orden no corregidas) a ligeramente mayor que la agudeza visual corregida de la mejor forma del ojo ejemplar. El contraste aumentado se traduce en un aumento en la RIQ para el ojo ejemplar. Con el contraste aumentado en este intervalo de frecuencias espaciales proporcionadas por la aberración de alto orden de esta realización ejemplar, el ojo ejemplar puede lograr un mejor rendimiento de visión y/o agudeza visual mejorada.

En otra aplicación más, el ojo puede ser ambliópico; es decir, padecer ambliopía. La ambliopía es una condición de la visión en que incluso con la mejor corrección óptica, el ojo no es capaz de alcanzar la agudeza visual que es alcanzable normalmente por los ojos normales. Un ojo ambliópico puede tener una agudeza visual muy baja tal como 6/9 (es decir, 20/30), 6/12 (es decir 20/40) o peor. Para estos ojos, puede haber beneficios al mejorar la visión, que incluye mejorar el contraste a o cerca de los límites de la agudeza visual del ojo ambliópico. Por tanto, los perfiles de aberración ejemplares pueden proporcionar un contraste mejorado, y/o RIQ mejorada (que puede ser RIQ monocromática o RIQ policromática) en un intervalo de frecuencias espaciales según el nivel de ambliopía del ojo. En algunas realizaciones, el intervalo de frecuencias espaciales para la mejora de RIQ puede seleccionarse según la aplicación, tal como las necesidades visuales individuales del paciente u ojo. Por ejemplo, el intervalo de frecuencias espaciales puede ser 5 a 15 ciclos/grado, 10 a 15 ciclos/grado, 10 a 20 ciclos/grado, 15 a 20 ciclos/grado, 15 a 25 ciclos/grado, 20 a 25 ciclos/grado, 20 a 30 ciclos/grado, o 25 a 30 ciclos/grado, 25 a 35 ciclos/grado, 30 a 35 ciclos/grado o 30 a 40 ciclos/grado.

La fovea es el punto en la retina que soporta la visión más aguda. En los ojos de visión más normal, la imagen de un objeto "al que se mira" se ubica en la fovea mediante la rotación del ojo. Este alineamiento del objeto visual con la fovea se denomina "fijación". La capacidad de la retina para resolver los detalles finos disminuye al alejarse de la fovea (visión central). Más allá de la retina periférica (visión periférica), la agudeza visual es progresivamente peor. Hay ciertos ojos que involucran la fijación excéntrica. La fijación excéntrica es el fenómeno de visión cuando el ojo no usa la visión foveal. Dichos ojos, cuando intentan "mirar" a un objeto, pueden ubicar la imagen en algún punto en la retina periférica. El intervalo de ángulo de campo relativo a la retina central o fovea (que puede considerarse como un eje óptico de un ojo, o de un ojo modelo) en que la imagen puede ubicarse mediante el ojo de fijación excéntrica varía de ojo a ojo, pero normalmente es coherente para el mismo ojo. El intervalo del ángulo de campo puede estar por encima de un ángulo de campo desde el eje (es decir 0°) al eje óptico del ojo a 5° desde el eje óptico del ojo, o desde el eje a 10° desde el eje óptico del ojo. En ojos con mayores cantidades de fijación excéntrica, este intervalo de ángulo de campo puede estar por encima de un ángulo de campo desde 5° desde el eje óptico del ojo a 15° desde el eje óptico del ojo; o el intervalo del ángulo de campo puede estar por encima de un ángulo de campo desde 10° desde el eje óptico del ojo a 20° desde el eje óptico del ojo.

Ciertas realizaciones están dirigidas a perfiles de aberración que proporcionan una RIQ global (GRIQ) en que el intervalo de ángulos de campo sobre los cuales se efectúa la GRIQ no necesita incluir el punto visual central, en el eje o foveal. Ciertas realizaciones están dirigidas a perfiles de aberración que aumentan el contraste de ligeramente menor que o cerca de la agudeza visual periférica de un ojo o un ojo con dispositivos ópticos convencionales dentro de una región de visión periférica o excéntrica, a cerca de o ligeramente mayor que la agudeza visual periférica de un ojo o un ojo con dispositivos ópticos convencionales dentro de una región de visión periférica o excéntrica. Por ejemplo, la agudeza visual periférica de un ojo con algunas realizaciones puede ser 20/80 (es decir 6/24) o mejor a 20 grados de ángulo de campo.

	Ojo candidato con desenfoque = -1 D	Ojo candidato cuando el desenfoque se corrige y HOA se deja sin corregir
Pupila	6	6
SF-min	0	0
SF-máx	60	60
C(2,-2)	0	0
C(2,0)	1.29E+00	0
C(2,2)	0	0

C(3,-1)	0	-0.075
C(3,-1)	0	0.075
C(4,-2)	0	0.05
C(4,0)	0	0.3
C(4,2)	0	-0.05
C(4,0)	0	0.3
C(4,2)	0	-0.05
C(5,-1)	0	0
C(5,1)	0	0
C(6,-2)	0	-0.025
C(6,0)	0	0
C(6,2)	0	0.025
C(8,0)	0	0
C(10,0)	0	0
C(12,0)	0	0
C(14,0)	0	0
C(16,0)	0	0
C(18,0)	0	0
C(20,0)	0	0

La Tabla 12.1 muestra los perfiles de aberración para a) el ojo candidato con -1 D; y b) cuando el término de desenfoque del ojo candidato está corregido y las aberraciones de alto orden se dejan sin corregir. El rendimiento óptico de estas dos combinaciones en términos de la parte real de la función de transferencia óptica como una función de frecuencias espaciales se proporciona en las Figuras 134, 135 y 136.

- 5 En otra aplicación, un ojo que fija de forma excéntrica puede tener una agudeza visual periférica corregida de la mejor forma (es decir, la mejor agudeza visual obtenible usando la mejor corrección usando dispositivos ópticos convencionales para su error refractivo, que puede ser miopía, hipermetropía o astigmatismo o alguna combinación de los mismos, y para lo cual se mide la agudeza visual en el punto visual de fijación excéntrica del ojo) de agudeza de 6/18 (o 20/60). Este nivel de agudeza visual periférica, de fijación excéntrica, puede igualarse a una frecuencia
- 10 espacial de 10 ciclos por grado. En algunas realizaciones ejemplares, la combinación de los perfiles de alta aberración proporciona una imagen retiniana de contraste aumentado (mayor) en el intervalo de frecuencia espacial de 10 ciclos por grado a 20 ciclos por grado, como se ve en la combinación nº 2 en la Figura 135; es decir, de ligeramente menor o cerca de la agudeza visual periférica de la agudeza visual (periférica) corregida de la mejor forma medida del ojo con fijación excéntrica ejemplar, a cerca de o ligeramente mayor que la agudeza visual corregida de la mejor manera
- 15 medida de la agudeza visual corregida de la mejor manera medida del ojo con fijación excéntrica ejemplar.

- En otras aplicaciones, el intervalo de ángulos de fijación excéntrica puede variar entre 5° desde el eje óptico del ojo a 15° desde el eje óptico del ojo. En otra realización, la combinación de los perfiles de alta aberración proporciona una imagen retiniana de contraste mejorada (mayor) en el intervalo de frecuencia espacial de 20 ciclos por grado a 30 ciclos por grado, como se ve en la combinación nº 3 en la Figura 136. Los perfiles de aberración de la combinación de
- 20 aberraciones de alto orden ejemplar mejoraron el contraste que puede traducirse en un aumento de GRIQ para el ojo ejemplar dentro de un intervalo de ángulo de campo seleccionado para coincidir con el intervalo de ángulo de fijación excéntrica. Cuando las combinaciones de aberraciones de alto orden optimizadas están configuradas para el ojo ejemplar de manera que aumentan el contraste en ciertos intervalos de frecuencias espaciales y ángulos de campo que se han seleccionado para coincidir sustancialmente con el intervalo de ángulos de fijación excéntrica, el ojo
- 25 ejemplar puede lograr un mejor rendimiento de visión y un contraste mejorado para un intervalo de fijación excéntrica.

	Combinación nº 1	Combinación nº 2	Combinación nº 3
Pupila	6	6	6
SF-min	5	10	25
SF-máx	60	20	35
C(2,-2)	1.18E-10	-1.30E-08	2.29E-09
C(2,0)	0	0	0
C(2,2)	2.42E-04	-2.25E-03	-1.14E-03
C(3,-1)	-2.11E-09	-3.54E-09	4.46E-09
C(3,1)	-1.95E-09	-2.25E-08	4.43E-09
C(4,-2)	-8.62E-10	1.15E-10	8.58E-10
C(4,0)	4.42E-02	-7.83E-03	-1.24E-02
C(4,2)	-8.78E-04	-2.56E-03	1.02E-04
C(5,-1)	-1.97E-09	4.03E-09	-4.44E-08
C(5,1)	-2.04E-09	1.43E-08	-4.46E-08
C(6,-2)	-4.17E-10	-7.37E-09	2.06E-08
C(6,0)	-7.70E-02	-1.41E-01	-5.85E-02
C(6,2)	4.46E-04	3.71E-03	-1.57E-04
C(8,0)	-2.61E-03	7.00E-02	2.50E-02
C(10,0)	-7.61E-02	-3.09E-02	-3.50E-02
C(12,0)	1.13E-01	-4.01E-02	-4.08E-02
C(14,0)	1.25E-01	2.28E-02	-4.27E-02
C(16,0)	-1.05E-01	-1.47E-02	5.21E-02
C(18,0)	-9.37E-02	-3.06E-03	5.53E-02
C(20,0)	1.84E-02	2.69E-02	-1.60E-02

La Tabla 12.2 muestra los perfiles de aberración optimizados que proporcionan mejora en la parte real de la función de transferencia óptica a frecuencias espaciales seleccionadas (observado en las Figuras 134, 135 y 136), cuando se compara con el rendimiento óptico obtenido con las dos combinaciones de aberraciones proporcionadas por la Tabla 12.1.

5 Sección 14: Implementación

Hay varios métodos que pueden usarse para diseñar o modelar las lentes y/o dispositivos descritos en la presente memoria. Un método ejemplar para diseñar uno o más dispositivos ópticos comprende: (a) establecer un grupo de requisito objetivo y un grupo de requisitos de rendimiento para el uno o más dispositivos ópticos que comprende dos o más de los siguientes: una distancia focal, una zona óptica, una calidad de imagen a la distancia focal, una calidad de imagen a través del foco aproximadamente a la distancia focal; en donde la calidad de imagen es una de las siguientes: calidad de imagen monocromática, policromática o global; en donde la calidad de imagen se calcula en un dominio espacial o un dominio de Fourier, la calidad de imagen se calcula para al menos una parte del diámetro de la zona óptica entre 3 mm a 8 mm y para uno de los siguientes intervalos de frecuencia espacial: 0 a 15 c/d, 0 a 20 c/d, 0 a 25 c/d, 0 a 30 c/d, 0 a 45 c/d, 0 a 60 c/d, 5 a 30 c/d o 0 a 60 c/d; en donde la calidad de imagen se calcula usando uno de los siguientes: trazado de rayos, óptica de Fourier o propagación directa del frente de onda; (b) definir una representación del frente de onda del uno o más dispositivos ópticos; en donde la representación del frente de onda comprende opcionalmente uno de los siguientes: apodización, no apodización, apodización o efecto de Stiles-Crawford como apodización; en donde la representación del frente de onda se describe usando una o más de las siguientes descripciones matemáticas: polinomios de Zernike, series de Fourier, polinomios pares o impares extendidos, asferas extendidas, supercónicas y series de Bessel; (c) optimizar el frente de onda para lograr sustancialmente los requisitos objetivo del rendimiento del uno o más dispositivos ópticos usando rutinas de computación de optimización no lineal. En algunos otros métodos ejemplares, la optimización del frente de onda representado puede realizarse para lograr el requisito de rendimiento al menos a una distancia particular. En otro método ejemplar más, la optimización del frente de onda representado puede realizarse para lograr el requisito de rendimiento de al menos dos distancias particulares.

En otro método ejemplar más, la optimización del frente de onda representado puede realizarse para lograr el requisito de rendimiento en al menos tres distancias particulares. En otro método ejemplar más, la optimización del frente de onda representado puede realizarse para lograr el requisito de rendimiento de al menos cuatro distancias particulares. En otro método ejemplar más, las distancias particulares optimizadas pueden estar separadas en al menos 0.5D. En otro método ejemplar más, las distancias particulares optimizadas pueden estar separadas en al menos 1D.

En otro método ejemplar más, la optimización del frente de onda representado puede realizarse para tener una pendiente negativa o positiva de calidad de imagen a través del foco en el extremo negativo o positivo del intervalo a través del foco. También pueden usarse otros métodos adecuados para diseñar y/o modelar las lentes y/o dispositivos descritos en la presente memoria.

Los perfiles de aberración de los tipos descritos en la presente memoria pueden implementarse en varias lentes, dispositivos oculares y/o métodos. Por ejemplo, las lentes de contacto (duras o blandas), los implantes corneales "onlay", los implantes corneales "inlay" y las lentes para dispositivos intraoculares (tanto en la cámara anterior como en la posterior) pueden incluir los perfiles de aberración combinados discutidos. Las técnicas para diseñar lentes y lograr un perfil de potencia son conocidas y no se describirán en la presente memoria con detalle. Los perfiles de aberración se pueden aplicar a lentes para gafas. Sin embargo, debido a que los perfiles de aberración requieren la alineación del ojo con el centro de la óptica que proporciona el perfil de aberración, entonces el beneficio solo puede ser evidente para una dirección particular de la mirada. Recientemente se han propuesto lentes electro-activas que pueden rastrear la dirección de la mirada y cambiar las propiedades refractivas de los lentes en respuesta. Usando lentes electroactivas, el perfil de aberración puede moverse con el ojo, lo que puede aumentar la utilidad de los perfiles de aberración descritos para lentes para gafas.

El perfil de aberración se puede proporcionar en una lente que es una lente intraocular. En algunas realizaciones, la lente intraocular puede incluir hápticos que proporcionan acomodación. En otras realizaciones, la lente puede tener una distancia focal fija. El perfil de aberración se puede proporcionar en una lente endocapsular suplementaria.

En ciertas aplicaciones, uno o más de los perfiles de aberración descritos pueden proporcionarse a un ojo mediante cirugía asistida por ordenador y/o métodos para alterar la potencia y/o el perfil de aberraciones del ojo. Por ejemplo, para tal fin se usan implantes, esculpido con láser, ablación con láser, termoqueratoplastia, esculpido de lentes. Los ejemplos de dichos métodos incluyen queratomía radial (RK), queratomía fotorrefractiva (PRK), termoqueratoplastia, queratoplastia conductiva, queratomileusis in situ asistida por láser (LASIK), epikeratomileusis in situ asistida por láser (LASEK) y/o extracción de cristalino transparente. Por ejemplo, se puede usar cirugía refractiva o ablación de la córnea para formar un perfil de aberración seleccionado. El perfil de potencia deseado o el cambio deseado en la forma y/o potencia de la córnea se determina sustancialmente, o se determina, y se introduce en el sistema láser para su aplicación al ojo del paciente. También se pueden usar procedimientos para introducir un perfil deseado y/o un perfil de aberración en el propio cristalino mediante implante, ablación con láser y/o esculpido con láser para lograr un resultado deseado. Esto incluye, pero no se limita a, los sistemas que existen actualmente, incluidos los láseres de femtosegundo guiados por frente de onda.

Cuando los perfiles de aberración deban incluirse en una lente, entonces el perfil de aberración puede traducirse primero en un perfil de espesor de lente para la entrada a la fabricación asistida por ordenador. Tomando por ejemplo, el perfil de potencia de la lente D1 que se muestra en la Figura 69, que es una combinación de los términos de aberración esférica de alto orden de Zernike, se convierte en un perfil de espesor axial, o una superficie, para una lente de contacto, teniendo en cuenta el índice refractivo del material de la lente de contacto (en este caso, el índice refractivo del material de la lente de contacto de 1.42). En la figura 70 se muestra un ejemplo de perfil de espesor. En ciertas realizaciones, las características de los perfiles de potencia o espesor pueden colocarse en la superficie delantera o trasera o en una combinación de ambas, teniendo en cuenta los índices refractivos del cristalino y la córnea. Una vez que se han determinado uno o más de los siguientes parámetros, es decir, el perfil de espesor, el perfil de potencia, la forma de la superficie posterior, el diámetro y el índice refractivo del material, uno o más de los parámetros se introducen a un torno asistido por ordenador u otros sistemas de fabricación para producir la lente de contacto. Pueden adoptarse enfoques similares para otras lentes y sistemas ópticos tales como lentes intraoculares, lentes de cámara anterior y/o posterior, implantes de córnea, cirugía refractiva o combinaciones de los mismos.

El perfil de aberración puede seleccionarse e identificarse como una lente personalizada para un individuo. El proceso para el diseño del perfil de aberración puede incluir la medición de la aberración del frente de onda del ojo y el diseño de un perfil de aberración para lograr un perfil RIQ a través del foco descrito en la presente memoria. El proceso de diseño incluye identificar la aberración esférica en el ojo natural y diseñar un perfil de aberración para la lente, el dispositivo y/o el método que, en combinación con la aberración esférica del ojo, proporciona un perfil RIQ requerido o deseado. Como se describe en la presente memoria, el perfil RIQ requerido o deseado puede diferir dependiendo de la aplicación de la lente, ya que pueden aplicarse diferentes requisitos entre, por ejemplo, una persona con miopía progresiva y una persona con presbicia. En algunas realizaciones, se ignoran otras aberraciones en el ojo, por ejemplo astigmatismo, coma o trefoil.

En otras realizaciones, estos se tienen en cuenta. Por ejemplo, como se describe en la presente memoria, la presencia de astigmatismo afecta a las combinaciones de aberraciones que proporcionan una RIQ a través del foco que inhibe el crecimiento del ojo bajo la explicación de retroalimentación óptica de la emetropización. En otras realizaciones,

estas aberraciones se incorporan al diseño. Por ejemplo, cuando se produce un diseño de lente, se puede producir una lente base que corrige el desenfoque y corrige uno o más astigmatismo, coma y trefoil. En la parte superior de este perfil base se proporciona un perfil de aberración esférica diseñado para lograr (en el sentido del uso como diseño objetivo) los perfiles descritos en la presente memoria. El perfil de aberración esférica puede seleccionarse usando un enfoque de prueba y error, o de convergencia iterativa, por ejemplo, identificando un perfil candidato, calculando la RIQ a través del foco y evaluando si la RIQ a través del foco tiene un perfil aceptable. En otro enfoque, se pueden diseñar perfiles de aberración para la población promedio, la media, la mediana u otras representaciones o métricas estadísticas. Un enfoque para diseñar lentes para el promedio, la media, la mediana u otras representaciones o métricas estadísticas de la población es normalizar, personalizar, adaptar u optimizar el diseño para un tamaño de pupila.

En ciertas realizaciones, la descripción de los perfiles de aberración, primeras derivadas de los perfiles de potencia, segundas derivadas de los perfiles de potencia, transformación de Fourier de los perfiles de potencia, perfiles de potencia y perfiles de imagen de los perfiles de potencia y/u otras medidas adecuadas o apropiadas de una o más características ópticas o una o más métricas de rendimiento para lentes, dispositivos y/o métodos se han proporcionado hasta cierto punto a modo de explicación o derivación matemática. Esto permite hasta cierto punto precisión en la derivación y/o descripción de los perfiles de aberración, primeras derivadas de los perfiles de potencia, segundas derivadas de los perfiles de potencia, transformación de Fourier de los perfiles de potencia, perfiles de potencia y perfiles de imagen de los perfiles de potencia para lentes.

Sin embargo, en ciertas aplicaciones, lentes, dispositivos y/o métodos pueden o no tener una precisión comparable, proporcional o derivada de los cálculos matemáticos. Por ejemplo, las tolerancias y las imprecisiones que surjan durante la fabricación pueden dar lugar o no a variaciones del perfil de la lente. En ciertas realizaciones, el perfil de potencia y/o el perfil de aberraciones de una lente se pueden medir aproximadamente usando, por ejemplo, un aberrómetro de frente de onda. A partir de esto, se determina una medida aproximada de la RIQ a través del foco, por ejemplo usando la relación de Strehl visual. En ciertas realizaciones, el perfil de potencia y/o el perfil de aberración de una lente se puede caracterizar usando, por ejemplo, instrumentos y/o técnicas adecuadas tales como aberrometría de Hartman-Shack, trazado de rayos, mapeo de potencia de la lente, focimetría, interferometría, contraste de fases, pticografía, sistemas de filo de cuchillo de Foucault, o combinaciones de los mismos. A partir de estas caracterizaciones uno o más de los siguientes: perfiles de aberración, primeras derivadas de los perfiles de potencia, segundas derivadas de los perfiles de potencia, transformación de Fourier de los perfiles de potencia, perfiles de potencia y perfiles de imagen de los perfiles de potencia y/u otros perfiles adecuados o apropiados medidas de una o más características ópticas o una o más métricas de rendimiento, pueden medirse, derivarse o determinarse de otro modo.

Los perfiles de aberración se implementan en una serie de lentes según ciertas realizaciones. Por ejemplo, la lente se puede caracterizar probando la lente en un ojo de modelo físico o trazado de rayos con una distancia focal igual o sustancialmente igual a la distancia focal de la lente. El perfil de aberración de la lente, incluidos los perfiles de aberración de alto orden, que daría como resultado una imagen en la retina que puede cuantificarse usando una o más de las métricas RIQ descritas. En ciertas realizaciones la métrica RIQ es la relación de Strehl visual. En otros ejemplos, el tamaño de la pupila se puede seleccionar de uno o más de los siguientes intervalos: 2 a 8 mm, 2 a 7 mm, 2 a 6 mm, 3 a 6 mm, 3 a 5 mm, 4 a 6 mm o 5 a 7 mm. En algunos otros ejemplos, los intervalos de frecuencia espacial pueden seleccionarse entre uno de los siguientes: 0 a 30 ciclos/grado, 0 a 60 ciclos/grado o 0 a 45 ciclos/grado. En otros ejemplos, la longitud de onda seleccionada para los cálculos de una o más métricas RIQ puede seleccionarse de una o más de las siguientes: 540 nm a 590 nm inclusive, 420 nm a 760 nm inclusive, 500 nm a 720 nm inclusive o 420 nm a 590 nm inclusive. En ciertas realizaciones, la RIQ se puede medir en un ojo de referencia u ojo modelo en el eje. En otras aplicaciones, se puede usar un ojo o modelo de ojo fuera del eje para obtener otras variantes de RIQ como la RIQ global. La RIQ a través del foco se puede calcular en el ojo de referencia u ojo modelo usando lentes esféricas frente al ojo de referencia u ojo modelo.

Ciertos ejemplos no cubiertos por el concepto inventivo descrito en la presente memoria están dirigidos a métodos para corregir la visión en los que se prescribe una lente de una o más de las realizaciones descritas según una o más potencias refractivas objetivo, un perfil de potencia apropiado y la lente se ajusta a un ojo para proporcionar un rendimiento visual para el ojo, a lo largo de un intervalo de distancias visuales sustancialmente continuas, que incluyen las distancias intermedias y lejanas, en donde el rendimiento visual de la lente es al menos sustancialmente equivalente al rendimiento visual de una lente monofocal correctamente prescrita en la distancia visual lejana.

Ciertos ejemplos no cubiertos por el concepto inventivo descrito en la presente memoria están dirigidos a métodos para corregir la visión en los que se prescribe una lente de una o más de las realizaciones descritas según una o más potencias refractivas objetivo, un perfil de potencia apropiado y la lente se ajusta a un ojo para mejorar el rendimiento visual del ojo. En ciertas aplicaciones, se pueden usar uno o más métodos descritos en la presente memoria para corregir la visión del ojo de acuerdo con ciertas realizaciones, por lo que el ojo se ve afectado por uno o más de los siguientes: miopía, hipermetropía, emetropía, astigmatismo, presbicia y aberración óptica.

Ciertos ejemplos no cubiertos por el concepto inventivo se pueden usar en métodos para corregir la visión de un par de ojos, en los que uno o ambos ojos están ópticamente aberrados y poseen al menos una aberración de alto orden. Ciertos ejemplos no cubiertos por el concepto inventivo pueden usarse en métodos para corregir la visión binocular,

mediante los cuales se prescriben dos lentes de una o más realizaciones descritas en la presente memoria según una primera y una segunda potencia refractiva objetivo, se seleccionan un primer y un segundo perfil de potencia, y las dos lentes ajustadas a un par de ojos mejoran el rendimiento visual de los dos ojos combinados en comparación con los ojos individuales por separado. En ciertos métodos descritos en la presente memoria, la potencia refractiva del primer objetivo es diferente de la potencia refractiva del segundo objetivo.

Ciertos ejemplos no cubiertos por el concepto inventivo están dirigidos a métodos para corregir la visión binocular, en los que la potencia refractiva del primer objetivo se selecciona para mejorar el rendimiento visual a una distancia visual que es al menos una de las siguientes: lejos, intermedia, cerca; y la segunda potencia refractiva del objetivo se selecciona para mejorar el rendimiento visual a una distancia visual que es al menos una de las siguientes: lejos, intermedia, cerca; en donde la distancia visual a la que se selecciona el rendimiento visual para el que se selecciona la primera potencia refractiva objetivo es diferente de la distancia visual a la que se selecciona el rendimiento visual para el que se selecciona la segunda potencia refractiva objetivo. En ciertas aplicaciones, se pueden usar uno o más métodos descritos en la presente memoria para corregir la visión del ojo según ciertas realizaciones, por lo que el estado refractivo del ojo se puede clasificar como uno o más de los siguientes: miopía, hipermetropía, emetropía, astigmatismo regular, astigmatismo irregular, ópticamente aberrado, presbicia, no presbicia.

El asunto reivindicado está dirigido a métodos de fabricación de lentes donde las lentes se configuran o diseñan según un ojo de referencia, por lo que las características de la lente que se configuran se seleccionan de una o más de las siguientes: distancia focal, potencia refractiva, perfil de potencia, número de términos de aberración esférica, magnitud de los términos de aberración esférica; en el que el ojo de referencia se selecciona de uno o más de los siguientes: un ojo individual, ambos ojos de una persona individual, representación estadística de ojos de muestra de una población afectada, modelo computacional de un ojo y/o modelo computacional de ojos de una población afectada.

En ciertas realizaciones, el tamaño de la apertura se puede usar para caracterizar una pupila de entrada del ojo y/o una parte de la zona óptica de una lente y/o dispositivo. En ciertas aplicaciones, el tamaño de apertura eficaz puede definirse como una apertura mayor o igual a 1.5 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm, 6 mm o 7 mm, que está en contraste con las aperturas estenopeicas que normalmente tienen un diámetro, por ejemplo, inferior a 1.5 mm. Por ejemplo, ciertas realizaciones están dirigidas a una lente que comprende: un eje óptico; al menos dos superficies ópticas; en donde la lente está configurada para proporcionar un rendimiento visual en un ojo presbita sustancialmente equivalente al rendimiento visual de una lente monofocal en el ojo prepresbita; y en donde la lente tiene un tamaño de apertura superior a 1.5 mm.

Ciertos ejemplos no cubiertos por el concepto inventivo están dirigidos a uno o más métodos de corrección quirúrgica de la visión para mejorar el rendimiento visual. Por ejemplo, un método para la corrección quirúrgica puede comprender las etapas de: (1) calcular una o más modificaciones dirigidas a las propiedades ópticas, potencia y/o estructura física de un ojo; en donde las modificaciones dirigidas comprenden: al menos una potencia refractiva deseada y al menos un perfil de potencia apropiado; al menos un perfil de aberración, en donde el perfil de aberración está comprendido por al menos dos términos de aberración esférica y un término de desenfoque; y un rendimiento visual a lo largo de distancias visuales sustancialmente continuas que incluyen de cerca, intermedias y de lejos, en donde el rendimiento visual del ojo a lo largo de la distancia visual sustancialmente continua es sustancialmente equivalente al rendimiento visual de un ojo que lleva una lente monofocal correctamente prescrita para distancia visual de lejos; (2) introducir las modificaciones deseadas en un sistema quirúrgico oftálmico; y (3) aplicar las modificaciones deseadas al ojo con el sistema quirúrgico oftálmico. En ciertas aplicaciones, el rendimiento visual del ojo se caracteriza además por un efecto fantasma mínimo o nulo en distancias visuales cercanas, intermedias y lejanas.

En ciertas aplicaciones, el rendimiento de la visión de la lente monofocal prescrita correctamente proporciona una agudeza visual para el ojo que es la agudeza visual mejor corregida. En ciertas aplicaciones, la agudeza visual mejor corregida es una agudeza visual que no puede mejorarse sustancialmente manipulando más la potencia de la lente monofocal prescrita correctamente. En ciertas aplicaciones, el perfil de aberración comprende tres o más términos de aberración esférica y un término de desenfoque.

Ciertas realizaciones están dirigidas a lentes que proporcionan un rendimiento óptico y/o visual sustancialmente equivalente, o equivalente o mejor que una lente monofocal correctamente prescrita a una distancia visual lejana. Como se usa en ciertas realizaciones, prescrita correctamente puede significar una lente monofocal prescrita a la distancia visual lejana que proporciona una agudeza visual para un ojo que es la agudeza visual mejor corregida y no puede mejorarse sustancialmente manipulando o ajustando más la potencia de la lente. Como se usa en ciertas realizaciones, prescrito de manera adecuada, apropiada y eficaz puede significar un lente monofocal prescrito a la distancia visual lejana que proporciona una agudeza visual para un ojo que se aproxima a la agudeza visual mejor corregida y no puede mejorarse sustancialmente manipulando o ajustando la potencia de la lente.

Ciertos ejemplos no cubiertos por el concepto inventivo están dirigidos a uno o más métodos de corrección quirúrgica de la visión para mejorar el rendimiento visual. Por ejemplo, un método para corregir la visión que comprende las etapas de: (1) calcular una o más modificaciones dirigidas a un ojo; en donde las modificaciones proporcionan al ojo: al menos una característica óptica; en donde la al menos una característica óptica comprende al menos un perfil de aberración; el perfil de aberración comprende al menos dos términos de aberración esférica y un término de desenfoque; y un rendimiento visual a distancias visuales intermedias y lejanas que es al menos sustancialmente

equivalente al ojo equipado con una lente monofocal correctamente prescrita para distancias visuales lejanas; en donde, cuando se prueba con una escala de calificación visual definida de 1 a 10 unidades, el rendimiento visual del ojo a la distancia visual cercana está dentro de dos unidades del rendimiento visual del ojo equipado con una lente monofocal correctamente prescrita a larga distancia; (2) introducir las modificaciones deseadas en un sistema quirúrgico oftálmico; y (3) aplicar las modificaciones dirigidas al ojo con el sistema quirúrgico oftálmico. En ciertas aplicaciones, el rendimiento visual proporciona además un efecto fantasma sustancialmente mínimo en la visión del ojo a distancias visuales cercanas, intermedias y lejanas. En ciertas aplicaciones, el rendimiento visual sustancialmente equivalente o mejor se determina, al menos en parte, mediante una escala de calificación visual de 1 a 10 unidades.

Ciertos ejemplos no cubiertos por el concepto inventivo están dirigidos a uno o más métodos de corrección quirúrgica de la visión para mejorar el rendimiento visual. Por ejemplo, los métodos de corrección de la visión pueden comprender las etapas de: (1) calcular una o más modificaciones dirigidas a un ojo; en donde las modificaciones proporcionan al ojo: al menos una característica óptica; en donde al menos una característica óptica comprende al menos un perfil de aberración; el perfil de aberración comprende al menos dos términos de aberración esférica y un término de desenfoque; y un rendimiento visual a distancias visuales intermedias y lejanas, que es sustancialmente equivalente o mejor que el ojo equipado con una lente monofocal correctamente prescrita para distancias visuales lejanas; y en donde el rendimiento visual se caracteriza además por un efecto fantasma mínimo en la visión del ojo al menos a larga distancia; (2) introducir las modificaciones deseadas en un sistema quirúrgico oftálmico; y (3) aplicar las modificaciones deseadas al ojo con el sistema quirúrgico oftálmico. En ciertas aplicaciones, el efecto fantasma mínimo obtiene una puntuación inferior o igual a 2.4, 2.2, 2, 1.8, 1.6 o 1.4 en la escala de efecto fantasma de calificación de visión de 1 a 10 unidades.

Ciertos ejemplos descritos están dirigidos a uno o más dispositivos y/o sistemas para la corrección quirúrgica de la visión para mejorar el rendimiento visual. Por ejemplo, un dispositivo y/o sistema para corregir la visión de un ojo puede comprender: (1) un módulo de entrada; (2) un módulo de cálculo; y (3) un módulo de distribución; en donde el módulo de entrada está configurado para recibir una entrada relevante para la corrección de la visión del ojo; el módulo de cálculo está configurado para calcular una o más modificaciones dirigidas al ojo; en donde las modificaciones proporcionan al ojo: al menos una potencia refractiva específica y al menos un perfil de potencia apropiado; al menos un perfil de aberración, en donde el perfil de aberración está comprendido por al menos dos términos de aberración esférica y un término de desenfoque; y un rendimiento visual, a lo largo de distancias visuales sustancialmente continuas, incluidas las intermedias y lejanas, en donde el rendimiento visual del ojo a lo largo de la distancia visual sustancialmente continua es sustancialmente equivalente al rendimiento visual de un ojo que lleva una lente monofocal correctamente prescrita para la distancia visual lejana; y el módulo de distribución usa las modificaciones dirigidas calculadas al ojo calculado por el módulo de cálculo para administrar las modificaciones dirigidas al ojo. En ciertas aplicaciones, el rendimiento visual del ojo se caracteriza además por un efecto fantasma mínimo o nulo en distancias visuales cercanas, intermedias y lejanas.

En ciertas aplicaciones, la lente monofocal prescrita correctamente proporciona una agudeza visual para el ojo que es la agudeza visual mejor corregida. En ciertas aplicaciones, la agudeza visual mejor corregida es una agudeza visual que no puede mejorarse sustancialmente manipulando más la potencia de la lente monofocal prescrita correctamente. En ciertas aplicaciones, el perfil de aberración comprende tres o más términos de aberración esférica y un término de desenfoque. En ciertas aplicaciones, el módulo de administración puede ser un sistema quirúrgico refractivo oftálmico tal como un láser de femtosegundo.

Ciertos ejemplos que no son parte del concepto inventivo están dirigidos a uno o más dispositivos y/o sistemas para la corrección quirúrgica de la visión para mejorar el rendimiento visual. Por ejemplo, un dispositivo y/o sistema para corregir la visión de un ojo puede comprender: (1) un módulo de entrada; (2) un módulo de cálculo; y (3) un módulo de administración; en donde el módulo de entrada está configurado para recibir una entrada relevante para la corrección de la visión del ojo; el módulo de cálculo está configurado para calcular una o más modificaciones deseadas del ojo; en donde las modificaciones proporcionan al ojo: al menos una característica óptica; en donde al menos una característica óptica comprende al menos un perfil de aberración; el perfil de aberración comprende al menos dos términos de aberración esférica y un término de desenfoque; y un rendimiento visual a distancias visuales intermedias y lejanas que es sustancialmente equivalente o mejor que el ojo equipado con una lente monofocal correctamente prescrita para distancias visuales lejanas; y cuando se prueba con una escala de calificación visual definida de 1 a 10 unidades, el rendimiento visual del ojo a la distancia visual cercana está dentro de dos unidades del rendimiento visual del ojo equipado con una lente monofocal correctamente prescrita a larga distancia; utilizando el módulo de administración las modificaciones deseadas en el ojo calculadas por el módulo de cálculo para administrar las modificaciones deseadas al ojo.

En ciertas aplicaciones, el rendimiento visual, además, proporciona un efecto fantasma mínimo a la visión del ojo a distancias visuales cercanas, intermedias y lejanas. En ciertas aplicaciones, el rendimiento visual sustancialmente equivalente o mejor se determina sustancialmente, al menos en parte, mediante una escala de calificación visual de 1 a 10 unidades. En ciertas aplicaciones, el módulo de administración es un sistema quirúrgico refractivo oftálmico tal como un láser de femtosegundo.

Ciertos ejemplos que no son parte del concepto inventivo descrito están dirigidos a uno o más dispositivos y/o sistemas para la corrección quirúrgica de la visión para mejorar el rendimiento visual. Por ejemplo, un dispositivo y/o sistema para corregir la visión de un ojo puede comprender: (1) un módulo de entrada; (2) un módulo de cálculo; y (3) un módulo de administración; en donde el módulo de entrada está configurado para recibir una entrada relevante para la corrección de la visión del ojo; en donde el módulo de cálculo está configurado para calcular una o más modificaciones dirigidas al ojo; en donde las modificaciones proporcionan al ojo: al menos una característica óptica; en donde la al menos una característica óptica comprende al menos un perfil de aberración; en donde el perfil de aberración comprende al menos dos términos de aberración esférica y un término de desenfoque; y un rendimiento visual a distancias visuales intermedias y lejanas, que es sustancialmente equivalente o mejor que el ojo equipado con una lente monofocal correctamente prescrita para distancias visuales lejanas; y en donde el rendimiento visual se caracteriza por un efecto fantasma mínimo en la visión del ojo al menos a larga distancia; y el módulo de administración que utiliza las modificaciones dirigidas calculadas al ojo calculado por el módulo de cálculo para administrar las modificaciones deseadas al ojo.

En ciertas aplicaciones, el efecto fantasma mínimo tiene una puntuación inferior o igual a 2.4, 2.2, 2, 1.8, 1.6 o 1.4 en la escala de efecto fantasma de calificación de visión de 1 a 10 unidades. En ciertas aplicaciones, el módulo de administración es un sistema quirúrgico refractivo oftálmico tal como un láser de femtosegundo.

En ciertas realizaciones, la lente está configurada para proporcionar una visión sustancialmente equivalente, o mejor, a la visión de lejos corregida con una lente prescrita correctamente para el error refractivo para la distancia a lo largo de un intervalo de dioptrías de 0D a 2.5D o desde el infinito hasta 40 cm con un efecto fantasma mínimo para emétopes, miopes, hipermetropes y astigmatas.

En ciertas aplicaciones, las lentes corrigen sustancialmente el error refractivo de lejos; en donde la lente está configurada para permitir que la miopía se ralentice sin la pérdida de la visión que suele estar asociada con las lentes de contacto multifocales y proporciona una visión excelente a lo largo del campo visual, por ejemplo, de 30 grados nasal a 30 grados temporal y también permite la provisión de lentes que proporcionen una calidad de imagen retiniana de 0.4 o superior para una distancia focal elegida o una promediada a lo largo de distancias focales desde el infinito hasta 40 cm con una media de calidad de imagen retiniana de 0.3. Dichas lentes, cuando optimizan la calidad de imagen retiniana, proporcionan imágenes de alto contraste excepcionalmente claras a las distancias elegidas; en donde la lente proporciona una calidad de imagen y un rendimiento visual excepcionales con un efecto fantasma mínimo a lo largo del intervalo de distancias dióptricas desde el infinito hasta cerca para la corrección de errores refractivos y el tratamiento de control de la presbicia y de la miopía; cuando se prueba con una escala de calificación visual general definida de 1 a 10 unidades, la lente multifocal está configurada de tal manera que el rendimiento visual general de la lente multifocal es sustancialmente equivalente o mejor que una lente monofocal correctamente prescrita para distancia visual lejana.

En ciertas realizaciones, el rendimiento visual de un ojo candidato, a lo largo de un intervalo de distancias visuales sustancialmente continuas, que incluyen distancias cercanas, intermedias y lejanas, en donde el rendimiento visual de la lente multifocal es al menos sustancialmente equivalente al rendimiento visual de una lente monofocal prescrita correctamente a la distancia visual lejana.

En ciertas realizaciones, el término de efecto fantasma mínimo puede significar la ausencia de una imagen secundaria no deseada que aparece en el plano de la imagen del sistema óptico. En ciertas realizaciones, el término de efecto fantasma mínimo puede usarse para representar una imagen secundaria no deseada que aparece en la retina del ojo. Por el contrario, el término ausencia de efecto fantasma puede representar una imagen doble no deseada que aparece en la retina del ojo. En ciertas realizaciones, el efecto fantasma mínimo puede representar la ausencia de una imagen doble no deseada percibida por el ojo candidato. En otras aplicaciones, el efecto fantasma mínimo representa la ausencia de una imagen falsa desenfocada que aparece junto a la imagen principal en un sistema óptico.

Sección 14.A: HOA asimétrica y calidad de imagen

En ciertas realizaciones, la elección de aberraciones de alto orden que están optimizadas para una calidad de imagen a través del foco deseada puede incluir aberraciones de alto orden asimétricas de una o más de las siguientes: astigmatismo horizontal primario, astigmatismo vertical primario, astigmatismo horizontal secundario, coma horizontal primario, coma vertical primario, coma horizontal primario secundario, coma vertical secundario, etc., además de las aberraciones de alto orden rotacionalmente simétricas descritas en la presente memoria. En algunas otras realizaciones, la elección de aberraciones de alto orden asimétricas puede incluir aberraciones de alto orden terciarias, cuaternarias, pentanarias, hexanarias, octanarias, nonanarias. Por ejemplo, los coeficientes de Zernike representados por $C(3,-1)$, $C(3,1)$, $C(5,-1)$, $C(5,1)$, $C(7,-1)$, $C(7,1)$, $C(9,-1)$, $C(9,1)$, $C(11,-1)$, $C(11,1)$, $(8,-2)$, $(8,2)$, $(10,-2)$, $(10,2)$, $(12,-2)$, $(12,2)$, $(14,-2)$, $(14,2)$, etc.

Combinación de diseño		IC-1	IC-2	IC-3	IC-4
Métrica de calidad de imagen		Strehl simple (dominio de frecuencia)	Strehl visual con PTF (dominio de frecuencia)	Strehl simple (dominio de frecuencia)	Strehl visual con PTF (dominio de frecuencia)
Frecuencia espacial		0 a 20 ciclos/grado	0 a 25 ciclos/grado	0 a 25 ciclos/grado	0 a 25 ciclos/grado
	Pupila	4	3	3	4
Coeficientes de Zernike	C(2,-2)	0.122	0.150	0.000	0.000
	C(2,0)	0	0	0	0
	C(2,2)	-0.002	0.150	0.000	-0.168
	C(3,-1)	0	0	0	0
	C(3,1)	0	0	0	0
	C(4,-2)	0.113	-0.054	0.000	0.000
	C(4,0)	-0.200	-0.150	-0.076	-0.200
	C(4,2)	0.002	0.051	0.000	-0.089
	C(5,-1)	0	0	0	0
	C(5,1)	0	0	0	0
	C(6,-2)	0.050	0.010	0.000	0.000
	C(6,0)	-0.133	-0.140	-0.150	-0.079
	C(6,2)	0.000	-0.006	0.000	0.049
	C(8,0)	-0.148	-0.091	0.018	0.040
	C(10,0)	-0.053	-0.055	-0.099	0.075
	C(12,0)	0.010	-0.009	-0.069	0.054
	C(14,0)	-0.051	0.014	-0.052	0.000
	C(16,0)	-0.086	0.032	-0.044	-0.034
	C(18,0)	-0.050	0.027	-0.004	-0.037
	C(20,0)	-0.014	0.020	-0.040	-0.018

Tabla 12.4 muestra las combinaciones de aberración de alto orden optimizadas que incluyen aberraciones de alto orden tanto simétricas como asimétricas (IC-1 a IC-4 que proporcionan una calidad de imagen a través del foco descritas en las Figura 132.

Por ejemplo, las combinaciones de aberración de alto orden optimizadas IC-1 a IC-8 mostradas en la tabla 12.4 están configuradas para proporcionar la calidad de imagen a través del foco mostrada en la Figura 132. Los cálculos tratados en esta sección se realizan para un diámetro de pupila de 3 mm y 4 mm y usan la relación de Strehl simple y la relación de Strehl visual en el dominio de frecuencia como métricas de calidad de imagen. En otras realizaciones, también pueden usarse los cálculos con otros diámetros de pupila que oscilan de 3 a 8 mm y que utilizan otras métricas de calidad de imagen descritas en la sección 1.

Combinación de diseño		IC-5	IC-6	IC-7	IC-8
Métrica de calidad de imagen		Strehl visual con PTF (dominio de frecuencia)	Strehl simple (dominio de frecuencia)	Strehl simple (dominio de frecuencia)	Strehl visual con PTF (dominio de frecuencia)
Frecuencia espacial		0 a 30 ciclos/grado	0 a 30 ciclos/grado	0 a 20 ciclos/grado	0 a 30 ciclos/grado
	Pupila	3	3	3	4
	C(2,-2)	0.000	0.000	0.000	-0.200

C(2,0)	0	0	0	0
C(2,2)	0.000	0.000	0.063	-0.181
C(3,-1)	0	0	0	0
C(3,-1)	0	0	0	0
C(4,-2)	0.000	0.000	0.000	0.053
C(4,0)	-0.103	-0.012	-0.051	-0.200
C(4,2)	0.000	0.000	-0.060	-0.056
C(5,-1)	0	0	0	0
C(5,1)	0	0	0	0
C(6,-2)	0	0	0	-0.038
C(6,0)	0	0.083	-0.010	-0.162
C(6,2)	0	0	-0.026	0.037
C(8,0)	-0.002	-0.001	-0.064	-0.037
C(10,0)	-0.014	-0.023	-0.020	0.027
C(12,0)	0.020	0.017	0.061	0.092
C(14,0)	0.042	0.001	0.062	0.087
C(16,0)	0.016	-0.020	0.038	0.073
C(18,0)	-0.018	0.007	0.043	0.035
C(20,0)	-0.019	0.020	0.033	0.014

La Tabla 12.5 muestra las combinaciones de aberraciones de alto orden que incluyen aberraciones de alto orden tanto simétricas como asimétricas (IC-5 a IC-8 que proporcionan una calidad de imagen a través del foco descrita en la Figura 132.

Sección 14.B: Descentrado y/o no coaxial

- 5 El ojo comprende diversos componentes y superficies que se combinan para producir las características ópticas del ojo. En el diseño de la lente, a veces es útil asumir que el ojo, sus componentes y superficies asociadas son coaxiales. Hay, sin embargo, otros casos cuando no se puede asumir que los componentes y superficies asociadas del ojo sean coaxiales. Por ejemplo, el eje de la córnea puede no estar alineado con el centro de la pupila. La no alineación de los ejes puede ser un desplazamiento o una inclinación. También pueden ocurrir combinaciones de desalineación de desplazamiento e inclinación. Cuando dos o más puntos de referencia (p. ej., ejes, centro, etc.) están mutuamente o relativamente desalineados (es decir, no son coaxiales o "están separados"), el ojo, o la combinación de ojo y lente, no es simétrica. La dirección de la desalineación puede ser de manera superior (o hacia arriba), o inferior (o hacia abajo), o nasal (en la dirección a lo largo del ojo hacia la nariz del paciente) o temporal (en la dirección a lo largo del ojo hacia el oído más cercano del paciente), o una o más combinaciones de esas direcciones.
- 10
- 15 En ciertas realizaciones, una lente puede comprender una zona óptica que puede ser circular, elíptica, no circular, no elíptica o combinaciones de las mismas. Por ejemplo, una lente de contacto. La zona óptica puede ser también rotacionalmente asimétrica y/o lateralmente asimétrica (imagen especular). Con respecto al rendimiento óptico y/o rendimiento visual, una zona óptica puede tener un eje óptico, estando asociado el eje óptico con el rendimiento óptico y/o rendimiento visual proporcionado por el perfil de aberración de los tipos descritos en la presente memoria.
- 20 En algunas realizaciones, el centro, centro geométrico o centroide (definido, por ejemplo, como una definición de geometría, matemática estándar, para el centroide de una forma) de la zona óptica puede estar separado (es decir, no co-ubicado) de su eje óptico. Dichas realizaciones pueden ser beneficiosas para la administración de rendimiento óptico y/o rendimiento visual deseado a los ojos que muestran, al menos en parte, una alineación no coaxial de sus componentes y/o superficies asociadas. Por ejemplo, el área de la pupila puede ser, al menos en parte, no circular y al menos en parte, estar descentrada/desalineada respecto a la córnea de un ojo. Una lente de contacto para dicha realización ejemplar puede ser beneficiosa para el rendimiento óptico y/o rendimiento visual, si la zona óptica está descentrada mientras que el eje óptico de la lente de contacto permanece sustancialmente alineado con el eje óptico del ojo. La cantidad que el centroide de la zona óptica y el eje óptico de la lente de contacto pueden estar separados puede seleccionarse según un ojo individual, una media de población, un valor representativo para una subpoblación o combinaciones de los mismos, y puede ser al menos 0.1 mm, 0.2 mm, 0.3 mm, 0.4 mm, 0.5 mm, 0.7 mm o 1 mm.
- 25 En algunas realizaciones, la cantidad de separación puede estar entre 0.1 mm a 0.5 mm, 0.5 mm a 1 mm, 1 mm a 1.5 mm, 1.5 mm a 2 mm o 2 mm a 3 mm.
- 30

Con respecto a lentes descentradas y no coaxiales, una lente puede comprender una zona óptica y un vehículo. La zona óptica es una región, o regiones, de una lente que proporciona el rendimiento óptico deseado que incluye, por ejemplo, perfiles de aberración de los tipos descritos en la presente memoria. El vehículo de una lente es una región, o regiones, de una lente que no está prevista para proporcionar el rendimiento óptico sino que puede estar configurada para controlar la interacción de la lente con el ojo. Por ejemplo, una lente de contacto.

En algunas realizaciones un vehículo puede tener una mezcla de superficies, espesor y perfiles de espesor, perfiles de borde, etc., para administrar un nivel de comodidad al usuario de lentes de contacto. En otras realizaciones, un vehículo puede configurarse para controlar la posición lateral y/u orientación rotacional de la lente. Dichas configuraciones del vehículo pueden ubicar una lente en una orientación particular, o un intervalo de orientación particular, y puede ser beneficioso en lentes que poseen una cantidad de asimetría asegurando una alineación sustancial de la lente cuando se aplica al ojo. Las configuraciones pueden incluir prisma balastrado, truncado del borde de la lente, zonas finas dinámicas, bicéntrico esmerilado ("slab-off"), bicéntrico esmerilado doble, isoespesor horizontal, pasillo de zonas finas, etc. En dichas realizaciones, una lente puede comprender una zona óptica y un vehículo en que el centroide de la zona óptica está separado del eje óptico mientras que el vehículo puede estar configurado para controlar la orientación de la lente. La cantidad que pueden estar separados el centroide de la zona óptica y el eje óptico de la lente puede seleccionarse según un ojo individual, o una media de población, o un valor representativo para una subpoblación, y puede ser al menos 0.1 mm, 0.2 mm, 0.3 mm, 0.4 mm, 0.5 mm, 0.7 mm o 1 mm. En algunas realizaciones, la cantidad de separación puede estar entre 0.1 mm a 0.5 mm, 0.5 mm a 1 mm, 1 mm a 1.5 mm, 1.5 mm a 2 mm o 2 mm a 3 mm.

En ciertas realizaciones, una lente puede comprender una zona óptica y un vehículo, en donde el límite interno (más cercano a una zona óptica), externo (más cercano al borde externo de una lente) o ambos límites del vehículo pueden ser circulares, elípticos, no circulares, no elípticos o combinaciones de los mismos. En algunas realizaciones, el vehículo y/o la zona óptica pueden tener múltiples límites. El vehículo puede ser rotacionalmente asimétrico y/o lateralmente asimétrico (p. ej. imagen especular). En dichas realizaciones, el centro, centro geométrico o centroide (definido, por ejemplo, como una definición geométrica, matemática estándar para el centroide de una forma) del vehículo puede estar separado (es decir no coubicado) del eje óptico asociado con la zona óptica de la lente de contacto, mientras que el vehículo puede estar configurado para controlar la orientación de la lente de contacto. Dichas realizaciones pueden ser beneficiosas porque proporcionan un rendimiento óptico y/o un rendimiento visual deseados para los ojos que muestran, al menos en parte, una alineación no coaxial de sus componentes y/o superficie asociadas. Por ejemplo, para una lente de contacto aplicada a un ojo mediante la colocación sobre la córnea, la córnea puede ser, al menos en parte, asimétrica y al menos en parte, desalineada/no coaxial con el eje óptico del ojo. Una lente de contacto para dichos casos ejemplares puede estar configurada de manera que el centroide del vehículo esté descentrado con respecto al eje óptico asociado con la zona óptica de la lente de contacto. La cantidad que el eje óptico y el centroide del vehículo de la lente de contacto pueden estar separados puede seleccionarse según un ojo individual, una media de población o un valor representativo para una subpoblación, y puede ser al menos 0.1 mm, 0.2 mm, 0.3 mm, 0.4 mm, 0.5 mm, 0.7 mm o 1 mm. En algunas realizaciones, la cantidad de separación puede estar entre 0.1 mm a 0.5 mm, 0.5 mm a 1 mm, 1 mm a 1.5 mm, 1.5 mm a 2 mm, 2 mm a 3 mm o 3 mm a 4 mm.

En ciertas realizaciones, una lente puede ser una lente de contacto que puede comprender una zona óptica y un vehículo. La zona óptica es una región, o regiones, que proporcionan un rendimiento óptico que incluye, por ejemplo, perfiles de aberración de los tipos descritos en esta aplicación. El vehículo puede ser rotacionalmente asimétrico y/o lateralmente asimétrico (p. ej., imagen especular). En algunas realizaciones, un vehículo puede tener una mezcla de superficies, espesor y perfiles de espesor, perfiles del borde, etc., para administrar un nivel de comodidad al usuario de la lente de contacto. En otras realizaciones, un vehículo puede estar configurado para controlar la posición lateral o/y la orientación rotacional de una lente de contacto. Dichas configuraciones del vehículo pueden ubicar una lente de contacto en una orientación particular, o un intervalo particular de orientaciones. Las configuraciones pueden incluir primas balastrado, truncado del borde de la lente, zonas finas dinámicas, bicéntrico esmerilado, bicéntrico esmerilado doble, isoespesor horizontal, pasillo de zonas finas, etc. Para dichas realizaciones, una lente puede ser una lente de contacto que puede comprender una zona óptica y un vehículo en que el centro, o el centro geométrico, o centroide de la zona óptica puede estar separado (es decir, no coubicado) del centro, centro geométrico o centroide del vehículo, mientras que el vehículo puede estar configurado para controlar la orientación de la lente de contacto. Dicha disposición puede ser beneficiosa para la administración del rendimiento óptico y/o rendimiento visual deseados a los ojos que muestran alineación no coaxial de sus componentes y/o superficies asociadas. La cantidad que el centroide de la zona óptica y el centroide del vehículo de la lente de contacto pueden estar separados puede seleccionarse según un ojo individual, una media de población o un valor representativo para una subpoblación, y puede ser al menos 0.1 mm, 0.2 mm, 0.3 mm, 0.4 mm, 0.5 mm, 0.7 mm o 1 mm. En algunas realizaciones, la cantidad de separación puede estar entre 0.1 mm a 0.5 mm, 0.5 mm a 1 mm, 1 mm a 1.5 mm, 1.5 mm a 2 mm o 2 mm a 3 mm.

En ciertas realizaciones, una lente puede comprender una zona óptica y un vehículo en que el centroide de la zona óptica, el eje óptico y el centro, el centro geométrico o el centroide del vehículo están mutuamente separados (es decir, no coubicados) entre sí, mientras que el vehículo puede estar configurado para controlar la orientación de la lente de contacto. Dicha disposición puede ser beneficiosa para la administración de un rendimiento óptico y/o rendimiento visual deseados a ojos que muestran alineación no coaxial de sus componentes y/o superficies asociadas. La cantidad que el eje óptico asociado con la zona óptica, el centroide de la zona óptica y el centroide del vehículo de la lente de contacto pueden estar mutuamente separados puede seleccionarse según un ojo individual, una media de población

o un valor representativo para una subpoblación, y puede ser al menos 0.1 mm, 0.2 mm, 0.3 mm, 0.4 mm, 0.5 mm, 0.7 mm o 1 mm, y pueden estar emparejados de forma diferente (es decir, la cantidad que el eje óptico está separado del centroide de la zona óptica puede diferir de la cantidad que el eje óptico está separado del centroide del vehículo, y cualquiera de las cantidades puede diferir de la cantidad que el centroide de la zona óptica está separado del centroide del vehículo. En algunas realizaciones, la cantidad de separación puede estar entre 0.1 mm a 0.5 mm, 0.5 mm a 1 mm, 1 mm a 1.5 mm, 1.5 mm a 2 mm o 2 mm a 3 mm.

Sección 14.C: Efecto del prisma

En algunas realizaciones, el dispositivo óptico puede poseer una cantidad limitada de inclinación óptica o término prismático además del perfil de aberración designado. Normalmente puede ser deseable limitar la cantidad de inclinación óptica o términos de prisma de manera que no interfiera sustancialmente con la visión. En algunas realizaciones, la inclinación puede introducirse intencionalmente, por ejemplo, para ayudar con la estabilización rotacional de lentes de contacto tóricas. En ciertas realizaciones, la inclinación puede introducirse inintencionalmente, por ejemplo, debido a limitaciones de fabricación. Normalmente, el rendimiento óptico puede no estar afectado por la inclinación. Para ciertas condiciones oculares, sin embargo, el prisma óptico puede tener un efecto beneficioso y/o terapéutico mediante la inclinación del eje óptico de forma diferente en un ojo en comparación con su ojo compañero. En este caso, puede incluirse una característica de estabilización rotacional en el diseño.

Sección 14.D: Tratamiento de la película/superficie de lágrima

Las calificaciones subjetivas de la visión pueden estar afectadas por la comodidad en el ojo de la lente de contacto y viceversa. Por lo tanto, la satisfacción visual puede mejorarse añadiendo una o más características a una lente de contacto que proporcione un aumento en la comodidad percibida. Para proveer a las lentes de contacto de una adaptación y comodidad aceptables en un ojo, puede ser deseable que la lente esté cubierta por una fina capa de lágrima en la superficie anterior y posterior de la lente. Algunas realizaciones pueden tener una o más superficies que están tratadas de forma que se manipula la capa de lágrima de manera que contribuye al perfil de aberración. Ciertos materiales y/o procesos de fabricación pueden usarse para manipular una capa de lágrima. Dichos materiales o proceso de fabricación puede usarse con algunas de las realizaciones descritas. Uno o más tratamientos superficiales pueden usarse para manipular la capa de lágrima de algunas realizaciones. Por ejemplo, el tratamiento superficial puede incluir uno o más de lo siguiente: tratamiento con plasma, recubrimiento superficial capa a capa, adición de agentes humectantes a la disolución de envasado o lentes de contacto, aplicación de gotas oculares o combinaciones de los mismos. Una lente de contacto sin prepelícula de lágrima en la lente también puede proporcionar un rendimiento óptico coherente, según algunas realizaciones.

Sección 15: Conjuntos ejemplares de diseños de lentes que son sustancialmente independientes de la aberración esférica inherente del ojo

Las interacciones entre los perfiles de aberración inherentes de los ojos candidatos y los de una combinación seleccionada de un conjunto de diseño pueden tener a) un efecto mejorado; b) efecto degradado; o c) ningún efecto sustancial sobre el rendimiento óptico y/o visual objetivo y/o subjetivo.

La presente divulgación proporciona realizaciones dirigidas a elegir entre una fase positiva y/o negativa de una combinación particular de perfil de aberración para poder lograr un objetivo específico para el ojo candidato. El objetivo específico, por ejemplo, puede ser cambiar la pendiente de la RIQ a través del foco en la dirección que favorecería el proceso de emetropización para ojos miopes o hipermetropes; o, alternativamente, se pueden usar enfoques o métodos similares para mitigar los síntomas de presbicia en ojos candidatos alternativos.

Ciertos ejemplos no cubiertos por el concepto inventivo están dirigidos a una lente, dispositivo y/o método que permite el diseño de lentes que, cuando se aplican a un ojo candidato, pueden producir un rendimiento visual que es sustancialmente independiente del perfil de aberración de ese ojo candidato. Sustancialmente independiente, en ciertas aplicaciones, significa que las lentes pueden diseñarse para proporcionar un rendimiento aceptable y/o similar en una pluralidad de ojos candidatos que se encuentran dentro de la muestra representativa de las poblaciones objetivo. En ciertas aplicaciones, los métodos para obtener una TFRIQ objetivo incluyen el uso de una rutina de optimización no restringida y no lineal y una o más variables distintas. Las variables seleccionadas para la rutina de optimización no lineal y sin restricciones pueden incluir un grupo elegido de coeficientes de aberración esférica de Zernike, de $C(2,0)$ a $C(20,0)$ y una o más variables distintas. Las otras variables, por ejemplo, pueden ser perfiles de aberración de una muestra representativa de la población objetivo.

Las lentes pueden diseñarse seleccionando una rutina de optimización para evaluar una RIQ a través del foco que puede incluir: a) una TFRIQ objetivo; b) una TFRIQ objetivo dentro de límites predefinidos; o c) combinación de a) y b). La iteración G1 (Figura 71) es un ejemplo de un diseño de lente cuyo rendimiento visual es independiente del perfil de aberración inherente del ojo candidato.

La Tabla 13 proporciona el término de desenfoque y el resto de combinaciones de términos de aberración esférica, indicados en los coeficientes de Zernike $C(2,0)$ a $C(20,0)$, que representa el diseño ejemplar en la zona óptica o diámetro de pupila de 4, 5 y 6 mm.

Iteración G1	A 4 mm	A 5 mm	A 6 mm
C(2,0)	0.442	0.558	0.47
C(4,0)	-0.103	-0.096	-0.241
C(6,0)	-0.081	0.038	0.038
C(8,0)	0.032	0.017	0.046
C(10,0)	0.056	-0.086	0.043
C(12,0)	-0.017	-0.027	0.057
C(14,0)	-0.023	0.053	-0.056
C(16,0)	0.01	-0.005	-0.053
C(18,0)	0.004	-0.017	0.051
C(20,0)	-0.002	0.017	0.006

Tabla 13 Coeficientes de desenfoque y de aberración esférica de alto orden, en un diámetro de zona óptica de 4, 5 y 6 mm, de una realización ejemplar cuyo rendimiento es sustancialmente independiente de la aberración esférica inherente del ojo candidato para diámetros de pupila de al menos 4 y 5 mm del ojo del candidato.

- 5 La Figura 72 muestra un gráfico del rendimiento a través del foco de la iteración G1 para un tamaño de pupila de 4 mm, para un rango de aberración esférica inherente que oscila de $-0,1 \mu\text{m}$ a $+0,2 \mu\text{m}$ (y ninguna otra aberración inherente). La Figura 73 muestra el rendimiento correspondiente para un tamaño de pupila de 5 mm. Para ambos, el rendimiento a través del foco es relativamente constante a pesar de las variaciones en la aberración esférica inherente.
- 10 En consecuencia, las lentes de la iteración G1 con perfiles de aberración de características similares pueden prescribirse a un número relativamente grande de receptores en una población. En las Tablas 14, 15, 16 y 17 se muestra el rendimiento a través del foco de la iteración G1 para tamaños de pupila tanto de 5 mm como de 4 mm para la aberración esférica primaria inherente de $-0.10 \mu\text{m}$, $0.00 \mu\text{m}$, $+0.10 \mu\text{m}$ y $+0.20 \mu\text{m}$, respectivamente, todos medidos asumiendo una pupila de 5 mm.

desenfoque	4 mm	5 mm
-2.5	0.001	0.003
-2.25	0.001	0.004
-2	0.001	0.005
-1.75	0.002	0.007
-1.5	0.002	0.011
-1.25	0.002	0.018
-1	0.014	0.032
-0.75	0.065	0.060
-0.5	0.174	0.121
-0.25	0.293	0.217
0	0.339	0.336
0.25	0.309	0.443
0.5	0.297	0.452
0.75	0.348	0.378
1	0.409	0.322
1.25	0.428	0.305
1.5	0.378	0.291
1.75	0.270	0.249

2	0.164	0.182
2.25	0.096	0.115
2.5	0.057	0.067

Tabla 14: Rendimiento a través del foco de la iteración G1, para tamaños de pupila tanto de 5 mm como de 4 mm, en el ojo candidato con una aberración esférica primaria inherente C(4,0) de $-0.10\text{ }\mu\text{m}$ del ojo candidato medida en una pupila de 5 mm.

desenfoque	4 mm	5 mm
-2.5	0.002	0.004
-2.25	0.003	0.005
-2	0.003	0.005
-1.75	0.004	0.006
-1.5	0.005	0.008
-1.25	0.007	0.015
-1	0.011	0.030
-0.75	0.036	0.063
-0.5	0.115	0.131
-0.25	0.267	0.246
0	0.424	0.361
0.25	0.464	0.436
0.5	0.398	0.492
0.75	0.368	0.488
1	0.398	0.417
1.25	0.391	0.333
1.5	0.320	0.252
1.75	0.221	0.177
2	0.132	0.110
2.25	0.074	0.062
2.5	0.040	0.035

5 Tabla 15: Rendimiento a través del foco de la iteración G1, para tamaños de pupila tanto de 5 mm como de 4 mm, en el ojo candidato con una aberración esférica primaria inherente C(4,0) de $0.00\text{ }\mu\text{m}$ del ojo candidato medida en una pupila de 5 mm.

desenfoque	4 mm	5 mm
-2.5	0.003	0.006
-2.25	0.004	0.007
-2	0.006	0.008
-1.75	0.007	0.010

-1.5	0.008	0.015
-1.25	0.013	0.026
-1	0.022	0.048
-0.75	0.046	0.090
-0.5	0.105	0.166
-0.25	0.237	0.276
0	0.431	0.387
0.25	0.552	0.428
0.5	0.496	0.439
0.75	0.387	0.500
1	0.363	0.494
1.25	0.355	0.361
1.5	0.282	0.218
1.75	0.188	0.120
2	0.112	0.060
2.25	0.059	0.029
2.5	0.028	0.015

Tabla 16: El rendimiento a través del foco de la iteración G1, para tamaños de pupila tanto de 5 mm como de 4 mm, en el ojo candidato con una aberración esférica primaria inherente $C(4,0)$ de $0.10\text{ }\mu\text{m}$ del ojo candidato medida en una pupila de 5 mm.

desenfoque	4 mm	5 mm
-2.5	0.005	0.008
-2.25	0.006	0.010
-2	0.008	0.013
-1.75	0.009	0.018
-1.5	0.012	0.029
-1.25	0.019	0.049
-1	0.035	0.080
-0.75	0.067	0.129
-0.5	0.123	0.205
-0.25	0.230	0.301
0	0.409	0.385
0.25	0.561	0.415
0.5	0.546	0.393
0.75	0.412	0.410
1	0.339	0.473
1.25	0.326	0.407
1.5	0.264	0.227
1.75	0.170	0.098
2	0.099	0.040

2.25	0.050	0.014
2.5	0.021	0.004

Tabla 17: Rendimiento a través del foco de la iteración G1, para tamaños de pupila tanto de 5 mm como de 4 mm, en el ojo candidato con una aberración esférica primaria inherente C(4,0) de 0.20 μm del ojo candidato medida en una pupila de 5 mm.

Sección 16: Conjuntos ejemplares de diseños como lentes intraoculares

- 5 Los perfiles de aberración pueden usarse en aplicaciones de lentes intraoculares, según ciertas realizaciones. Por ejemplo, el perfil de aberración y/o el perfil de potencia pueden traducirse en un perfil de superficie de lente intraocular, usando uno o más de los siguientes parámetros: perfil de espesor, perfil de potencia, perfil de aberración, superficie frontal, superficie posterior, diámetro, y/o índice refractivo del material. A continuación, el perfil de la superficie se proporciona a un proceso de fabricación asistido por ordenador o de otro tipo para producir la lente intraocular. La
- 10 lente intraocular producida se configura en base al menos en parte en el perfil de superficie y/o los perfiles de superficie generados. El perfil de potencia de la lente (Iteración J1) que se muestra en la Figura 74 es una combinación de los términos de aberración esférica de alto orden de Zernike. El perfil de potencia puede convertirse en un perfil de espesor axial (Figura 75) para una lente intraocular, teniendo en cuenta el índice refractivo del material de la lente intraocular, según ciertas realizaciones. Aquí, el índice refractivo del material de la lente intraocular es 1.475. La Tabla 18
- 15 proporciona el término de desenfoque y otras combinaciones de términos de aberración esférica, indicados en los coeficientes de Zernike C(2,0) a C(20,0), que representan un diseño ejemplar de una lente intraocular (Figura 74) en 4 a un diámetro de la zona óptica de 5 mm.

Iteración J1										
Zona óptica o tamaño de pupila	C(2,0)	C(4,0)	C(6,0)	C(8,0)	C(10,0)	C(12,0)	C(14,0)	C(16,0)	C(18,0)	C(20,0)
A 4mm	12.060	-0.120	-0.085	0.033	0.058	-0.018	-0.023	0.012	0.005	-0.003
A 5mm	18.666	-0.129	0.040	0.018	-0.089	-0.026	0.056	-0.006	-0.019	0.017

20 Tabla 18 Coeficientes de desenfoque y aberración esférica de alto orden, de diámetro de zona óptica o tamaño de pupila de 4 y 5 mm, para una de las realizaciones ejemplares de un diseño de lente intraocular que proporciona una mejora el rendimiento óptico y/o visual a través del foco del ojo candidato.

Sección 16,A: IOL multielemento

- 25 Los perfiles de aberración descritos en la presente memoria pueden usarse en dispositivos de lentes intraoculares multielemento, por ejemplo, lentes intraoculares fásicas, pseudofásicas. Los perfiles de aberración descritos en la presente memoria pueden usarse en dispositivos de lentes intraoculares multielemento para restaurar la acomodación. Por ejemplo, el perfil de aberración puede implementarse en uno o más elementos del dispositivo de lente intraocular multielemento, mediante la manipulación de uno o más de los siguientes parámetros de uno o más de los elementos: perfil de espesor, perfil de potencia, perfil de aberración, superficie frontal, superficie posterior, espacio entre los elementos e índice refractivo. Los parámetros se proporcionan a partir de aquí a un proceso de fabricación asistido
- 30 por ordenador o de otro tipo para producir el dispositivo de lente intraocular multielemento. Estos procesos pueden incluir torneado, moldeado, grabado, ablación y/u otros métodos. En ciertas realizaciones, los perfiles pueden crearse después de que la lente se ha implantado. La lente intraocular producida se configura en base al menos en parte en el perfil de aberración y/o los parámetros generados.

- 35 Debido al espacio variable multidimensional en las lentes intraoculares multielemento, por ejemplo, cuatro superficies en dos diseños de elementos, el mayor número de grados de libertad proporcionan mayor flexibilidad de diseño y un mayor número de soluciones de diseño. Además, debido a la configuración dinámica de las lentes intraoculares, la distancia entre los elementos cambia desde el foco de lejos al de cerca, el rendimiento puede alterarse y/o adaptarse mediante la selección de perfiles de aberración apropiados en diferentes superficies de la lente intraocular multielemento. Uno de los beneficios de los perfiles de aberración descritos en la presente memoria es que pueden
- 40 usarse con lentes intraoculares multielemento para proporcionar diferentes rendimientos para la visión de lejos, intermedia o de cerca. Por ejemplo, se pueden configurar los elementos para el rendimiento visual óptimo a la profundidad de foco de lejos y extendida en un intervalo de cerca. El rendimiento visual puede ser agudeza visual, sensibilidad de contraste, efecto fantasma mínimo o combinaciones de los mismos.

Sección 17: Descriptores para perfiles de potencia con el uso de una Transformada de Fourier

Pueden usarse métodos de transformada de Fourier para caracterizar los perfiles de potencia de ciertas realizaciones y en particular para ciertos diseños bifocales o multifocales. Por ejemplo, la Figura 76 representa los perfiles de potencia para varias lentes bifocales y multifocales disponibles comercialmente. La figura 77 representa los perfiles de potencia para una serie de lentes bifocales o multifocales según las realizaciones. La Figura 78 representa la transformada de Fourier de los perfiles de potencia para las lentes bifocales y multifocales disponibles comercialmente de la Figura 76. La Figura 79 representa las transformadas de Fourier de los perfiles de potencia de la Figura 77. Tanto para las Figuras 78 como 79, el eje horizontal representa la frecuencia espacial en ciclos por milímetro (ciclos/mm) y el eje vertical representa el absoluto normalizado del espectro de amplitud de la transformada rápida de Fourier de los perfiles de potencia. En estas figuras, normalizado significa reescalado de cada espectro de amplitud de modo que el valor máximo para el absoluto de un espectro de amplitud se reescala a 1. Por ejemplo, el absoluto normalizado del espectro de amplitud se puede obtener dividiendo el absoluto del espectro de amplitud por el valor máximo del absoluto del espectro de amplitud.

Una comparación de las Figuras 78 y 79 ilustra la diferenciación entre ciertos ejemplos y las lentes disponibles comercialmente representadas, ya que su amplitud absoluta normalizada de la transformada de Fourier de sus perfiles de potencia ha normalizado una amplitud absoluta superior a 0.2 en una o más frecuencias espaciales a 1.25 ciclos o más por milímetro. En contraste con los ejemplos ilustrados de las Figuras 77 y 79, ninguna de las lentes comerciales actualmente disponibles tiene una amplitud absoluta normalizada superior a 0.2 en una o más frecuencias espaciales a 1.25 ciclos por milímetro o más. Ciertos ejemplos tales como lentes, lentes bifocales y/o lentes multifocales pueden caracterizarse usando la transformada de Fourier. Por ejemplo, ciertas realizaciones están dirigidas a una lente que comprende: un eje óptico; al menos dos superficies; en donde la lente se caracteriza por un perfil de potencia que tiene una amplitud absoluta normalizada de la transformada de Fourier del perfil de potencia que es superior a 0.2 en una o más frecuencias espaciales a 1.25 ciclos por milímetro o más. En ciertas aplicaciones, la lente está configurada con un perfil de potencia que tiene una amplitud absoluta normalizada de la transformada de Fourier del perfil de potencia que es superior a 0.2 en una o más frecuencias espaciales a 1.25 ciclos por milímetro o más.

Sección 18: Descriptores de perfiles de potencia usando primeras derivadas o tasa de cambio de potencia

Los métodos de primeras derivadas se pueden usar para caracterizar los perfiles de potencia de ciertos ejemplos y, en particular, para ciertos diseños bifocales o multifocales. Por ejemplo, la Figura 76 representa los perfiles de potencia para varias lentes bifocales y multifocales disponibles comercialmente. La Figura 77 representa los perfiles de potencia para una serie de lentes multifocales según las realizaciones. La Figura 80 representa la primera derivada de los perfiles de potencia para las lentes bifocales y multifocales disponibles comercialmente de la Figura 76. La Figura 81 representa la primera derivada de los perfiles de potencia de la Figura 77. Para las Figuras tanto 80 como 81, el eje horizontal representa la media cuerda del diámetro de la zona óptica y el eje vertical representa el valor absoluto de la primera derivada de los perfiles de potencia.

Una comparación de las Figuras 80 y 81 ilustra la diferenciación entre ciertos ejemplos y las lentes disponibles comercialmente representadas, ya que el valor absoluto de la primera derivada de los perfiles de potencia de los ejemplos ilustrados tiene al menos 5 picos cuya amplitud absoluta es mayor que 0.025 con unidades de 1D por 0.01 mm. En contraste con los ejemplos ilustrados de las Figuras 80 y 81, ninguna de las lentes actualmente disponibles comercialmente tiene al menos 5 picos con la primera derivada absoluta superior a 0.025 con unidades de 1D por 0.01 mm.

Ciertos ejemplos tales como lentes, lentes bifocales y/o lentes multifocales pueden caracterizarse usando la primera derivada o la tasa de cambio de potencia. Por ejemplo, ciertos ejemplos están dirigidos a una lente que comprende: un eje óptico; al menos dos superficies; en donde la lente tiene un perfil de potencia, el perfil de potencia se caracteriza de tal manera que el valor absoluto de una primera derivada del perfil de potencia tiene al menos 5 picos cuya amplitud absoluta es mayor que 0.025 con unidades de 1D por 0.01 mm a lo largo de su media cuerda. En ciertas aplicaciones, el al menos un perfil de potencia se caracteriza de tal manera que el valor absoluto de una primera derivada del perfil de potencia tiene al menos 5 picos cuya amplitud absoluta es superior a 0.025 con unidades de 1D por 0.01 mm a lo largo de su media cuerda.

Sección 19: Descriptores de perfiles de potencia con uso de funciones aperiódicas

Ciertos ejemplos tienen uno o más perfiles de potencia que pueden caracterizarse por funciones aperiódicas sobre una parte sustancial de la zona óptica de media cuerda de la lente. Ciertas lentes están configuradas de tal manera que el al menos un perfil de potencia es aperiódico sobre una parte sustancial de la zona óptica de media cuerda de la lente. En términos generales, una función aperiódica se define como una función que no es periódica. Una función periódica es una función que repite o duplica sus valores en intervalos regulares, a menudo denominados como períodos. Por ejemplo, las funciones trigonométricas (es decir, funciones seno, coseno, secante, cosecante, tangente y cotangente) son periódicas ya que sus valores se repiten en intervalos de 2π radianes. Una función periódica también se puede definir como una función cuya representación gráfica exhibe simetría traslacional. Se dice que una función $F(x)$ es periódica con un período P (donde P es una constante distinta de cero), si cumple la siguiente condición: $F(x+P) = F(x)$.

Sección 20: Descriptores de perfiles de potencia con uso de funciones no monótonas

Ciertas realizaciones de la presente descripción tienen uno o más perfiles de potencia que pueden caracterizarse mediante funciones no monótonas sobre una porción sustancial de la zona óptica de media cuerda de la lente. Ciertas realizaciones están dirigidas a lentes que están configuradas de tal manera que el al menos un perfil de potencia no es monótono en una parte sustancial de la zona óptica de media cuerda de la lente. En términos generales, una función 'monótona' o 'monótona' es una función que es sustancialmente no creciente o sustancialmente no decreciente. Se dice que una función $F(x)$ no es creciente en un intervalo I de números reales si: $F(b) \leq F(a)$ para todo $b > a$; donde a , b son números reales y son un subconjunto de I ; se dice que una función $F(x)$ no es decreciente en un intervalo I de números reales si: $F(b) \geq F(a)$ para todo $b > a$; donde a , b son números reales y son un subconjunto de I .

Sección 21: Descriptores de perfiles de potencia con uso de funciones no monótonas y aperiódicas

Ciertas realizaciones de la presente descripción tienen uno o más perfiles de potencia que pueden caracterizarse por funciones no monótonas y aperiódicas sobre una porción sustancial de la zona óptica de media cuerda de la lente. Ciertas lentes están configuradas de tal manera que el al menos un perfil de potencia no es monótono y es aperiódico en una parte sustancial de la zona óptica de media cuerda de la lente. En general, algunas funciones pueden ser tanto no monótonas como aperiódicas. Dichas funciones poseen propiedades tanto de función no monótona como aperiódica como se describe en la presente memoria.

Ciertas lentes, lentes bifocales y/o lentes multifocales pueden caracterizarse usando una función aperiódica, función no monótona o combinaciones de las mismas. Una lente que comprende: un eje óptico; al menos dos superficies; en donde la lente tiene al menos un perfil de potencia, el perfil de potencia se caracteriza por una función que es no monótona, aperiódica o combinaciones de las mismas sobre una parte sustancial de la zona óptica de media cuerda de la lente. En ciertas aplicaciones, la lente está configurada con un perfil de potencia que es no monótono, aperiódico o combinaciones de los mismos sobre una porción sustancial de la zona óptica de media cuerda de la lente.

Sección 22: Perfil de potencia de las lentes

Como se desprende de una inspección visual de al menos las Figuras 19, 20, 22-25, 29, 31, 34, 35, 39, 40, 41, 56-60 y 68, ciertas realizaciones dan como resultado un perfil de potencia que tiene la siguiente combinación de características a lo largo de los diámetros de media cuerda:

(i) Un perfil de potencia que tiene una media móvil que aumenta con el diámetro y luego disminuye, o disminuye con el diámetro o luego aumenta. Para ciertas realizaciones de lentes de contacto, la media móvil puede calcularse sobre una ventana de 1 mm desde el eje hasta aproximadamente 4 mm. En consecuencia, a modo de ejemplo, el valor medio puede calcularse a lo largo del intervalo del eje a 1 mm, y recalcularse a intervalos seleccionados del grupo de 0.2 mm, 0.4 mm o 0.6 mm.

(ii) Un perfil de potencia con transiciones entre mínimos y máximos locales dentro de un cambio de radio de 1 mm al menos 4 veces a lo largo de 4 mm de la media cuerda. Por ejemplo, con referencia a la Figura 22, el perfil de potencia comienza en un máximo local en el eje y pasa a un mínimo local en un radio de aproximadamente 1 mm; las transiciones entre los máximos y mínimos locales se producen entonces a aproximadamente 1.6 mm y aproximadamente 2.3 mm. Después de eso, el perfil de potencia puede tener los siguientes mínimos locales a aproximadamente 2.9 mm, un mínimo local a aproximadamente 3.1 mm y un máximo local a aproximadamente 4 mm, o tener el siguiente máximo local a aproximadamente 4 mm. En algunos ejemplos, el perfil de potencia cambia al menos 6 veces a lo largo de 4 mm de la media cuerda. Por ejemplo, con referencia a la Figura 24, hay dos transiciones en el primer radio de 1 mm, dos en el segundo radio de 1 mm y dos transiciones en la región de 2 mm a 4 mm. En algunos ejemplos, el perfil de potencia cambia al menos 8 veces a lo largo del intervalo de radio de 4 mm (por ejemplo, Figura 29) o al menos 12 veces a lo largo del intervalo de radio de 4 mm (por ejemplo, Figura 35) o al menos 15 veces (por ejemplo, Figura 40).

(iii) El perfil de potencia cambia suavemente a un radio seleccionado del grupo de al menos 3 mm, al menos 3.5 mm y al menos 4 mm.

En consecuencia, ciertas realizaciones dan como resultado un perfil de potencia con una combinación seleccionada de las opciones dentro de (i) y (ii) y (iii), que proporciona una visión aceptable para al menos un subconjunto de una población. Estas realizaciones pueden tener aplicación para la miopía, la hipermetropía y/o la presbicia, con o sin astigmatismo. Otras realizaciones incluyen una combinación de las opciones descritas anteriormente en esta sección 22, junto con uno o más de:

(iv) La potencia en el eje de la potencia refractiva difiere de la potencia de prescripción en al menos 0.7 D (p. ej., véase la Figura 22), o en al menos aproximadamente 1.5 D (p. ej., véase la Figura 38).

(v) La diferencia entre la potencia máxima global y la mínima global es entre aproximadamente 1.5 a 2.5 veces la diferencia entre cualquier mínimo local adyacente y máximo local dentro de un radio de aproximadamente 2.5 mm. En otras palabras, el máximo global y el mínimo global se alcanzan a través de un cambio escalonado en el perfil de potencia, que a su vez cambia entre mínimos locales y máximos locales.

Sección 23: Rendimiento clínico de algunas realizaciones ejemplares en comparación con lentes de contacto blandas monofocales, bifocales y multifocales disponibles comercialmente.

- 5 En el siguiente estudio clínico experimental, se comparó el rendimiento de cuatro lentes ejemplares descritas en la presente memoria (fabricadas en forma de lentes de contacto blandas) con siete lentes disponibles comercialmente, incluidas una monofocal, una bifocal y cinco productos multifocales cuyos detalles se proporcionan en la tabla de la presente memoria, Tabla 19. El estudio fue aprobado por el comité de ética de Bellberry, Australia Meridional.

Propósito experimental:

El objetivo del estudio fue evaluar el rendimiento visual de cuatro lentes de contacto blandas multifocales, según ciertas realizaciones, y seis diseños de lentes bifocales y multifocales disponibles comercialmente.

- 10 Diseño del estudio:

El diseño del estudio fue un ensayo clínico cruzado prospectivo, enmascarado por el participante, de uso bilateral, con un período de lavado mínimo durante la noche entre las evaluaciones de las lentes. La duración del uso de lentes fue de hasta 2 horas.

Selección de participantes:

- 15 Los participantes fueron incluidos en el estudio si cumplían con el siguiente criterio:

a) Capaz de leer y comprender inglés y dar su consentimiento informado como se demuestra al firmar un registro de consentimiento informado.

b) Tener al menos 18 años, hombre o mujer (los resultados presentados en la presente memoria son para participantes mayores de 45 años).

- 20 c) Dispuesto a cumplir con el calendario de visitas de ensayo clínico y de uso según lo indique el Investigador.

d) Tener resultados de salud ocular dentro de los límites normales que no impidan que el participante use lentes de contacto de manera segura.

e) Es corregible a por lo menos 6/6 (20/20) o mejor en cada ojo con lentes de contacto monofocales.

f) Tener una corrección de astigmatismo de -1.5 D o menos.

- 25 g) Tener experiencia o no en el uso de lentes de contacto.

Los participantes fueron excluidos del estudio si tenían una o más de las siguientes condiciones:

a) Irritación, lesión o condición ocular preexistente (incluyendo infección o enfermedad) de la córnea, conjuntiva o párpados que impediría la adaptación de lentes de contacto y el uso seguro de lentes de contacto.

- 30 b) Enfermedad sistémica que afectó negativamente la salud ocular, p. ej. diabetes, enfermedad de Graves y enfermedades autoinmunes como la espondilitis anquilosante, la esclerosis múltiple, el síndrome de Sjögren y el lupus eritematoso sistémico. Nota: Condiciones como la hipertensión sistémica y la artritis no excluirían automáticamente a los posibles participantes.

c) Uso o necesidad de medicamentos oculares de categoría S3 y superiores concurrentes en el momento de la inscripción y/o durante el ensayo clínico.

- 35 d) Uso o necesidad de medicamentos sistémicos y/o medicamentos tópicos que pueden alterar los resultados oculares normales y/o que se sabe que afectan la salud ocular y/o la fisiología de un participante o el rendimiento de los lentes de contacto de manera adversa o beneficiosa en el momento de la inscripción y/o durante el ensayo clínico.

e) NB: Los antihistamínicos sistémicos están permitidos "según sea necesario", siempre que no se usen profilácticamente durante el ensayo y al menos 24 horas antes de que se use el producto del ensayo clínico.

- 40 f) Cirugía ocular dentro de las 12 semanas inmediatamente anteriores a la inscripción en este ensayo.

g) Cirugía refractiva corneal previa.

h) Contraindicaciones para el uso de lentes de contacto.

i) Alergia o intolerancia conocida a los ingredientes de los productos del ensayo clínico.

- 45 j) Los investigadores excluyeron a cualquier persona que, a su juicio, no pueda cumplir con los requisitos del ensayo clínico.

Código de lente	Lentes de contacto (Comercializado en Australia como)	Fabricante	Material	Modo de uso en esta prueba	Potencia (D)	Diámetro (mm)	Curva base (mm)
Lente A	Air Optix® Aqua Monofocal	Alcon (EE.UU.)	Lotrafilcon B	Uso diario	+4.00D a -10.00	14.2	8.6
Lente B	Air Optix® Aqua Multifocal	VISIÓN CIBA (EE.UU.)	Lotrafilcon B	Uso diario	+6.00D a -1.00D Bajo/Medio/Alto	14.2	8.6
Lente C	ACUVUE® Bifocal	J&J (EE.UU.)	Etafilcon A	Uso diario	+6.00D a -9.00D +1.50/+2.50D	14.2	8.5
Lente D	Proclear® Multifocal - Diseño de lejos	Cooper Vision (EE.UU.)	Omafilcon A	Uso diario	+4.00D a -10.00D Bajo/Alto	14.4	8.5 a 8.7
Lente E	Proclear® Multifocal - Diseño de cerca	Cooper Vision (EE.UU.)	Omafilcon A	Uso diario	+4.00D a -10.00D Bajo/Alto	14.4	8.5 a 8.7
Lente F	PureVision® multifocal	Bausch & Lomb (EE.UU.)	Balafilcon A	Uso diario	+6.00D a -10.00D Bajo/Alto	14.0	8.6
Lente G	CLARITI® 1 Día multifocal	Sauflon (R.U.)	Filcon II multifocal	Uso diario	+5.00D a -6.00 Bajo/Alto	14.1	8.6
Lente H	Prototipo 1	fabricado en torno	Hioxifilcon A/B/D	Uso diario	+4.00D a -10.00D	13.5 a 14.5	8.1 a 8.7
Lente I	Prototipo 2	fabricado en torno	Hioxifilcon A/B/D	Uso diario	+4.00D a -10.00D	13.5 a 14.5	8.1 a 8.7
Lente J	Prototipo 3	fabricado en torno	Hioxifilcon A/B/D	Uso diario	+4.00D a -10.00D	13.5 a 14.5	8.1 a 8.7
Lente K	Prototipo 4	fabricado en torno	Hioxifilcon A/B/D	Uso diario	+4.00D a -10.00D	13.5 a 14.5	8.1 a 8.7

Tabla 19 Lista de las lentes usadas en el estudio clínico

Métodos:

Para cada visita de ajuste, los lentes se ajustaron bilateralmente. Después de permitir que las lentes se asentaran, se evaluó el rendimiento de las lentes, lo que incluye:

- 5
 1. Agudeza visual
 - a. Se usaron gráficos Log MAR para obtener medidas de visión de lejos en condiciones de alta iluminación.
 - b. Agudeza visual de alto contraste a 6 metros
 - c. Agudeza visual de bajo contraste a 6 metros
 - 10
 - d. Sensibilidad de contraste usando un gráfico equivalente de Pelli-Robson (usando el software Thomson) equivalente a 6 metros, el texto se mantuvo constante en un tamaño de letra de 6/12 mientras que el contraste se redujo como una función logarítmica.
 - e. El gráfico de punto cercano de Hanks se usó para medir la agudeza visual a 70 cm (visión intermedia), a 50 cm y a 40 cm (visión de cerca) en condiciones de alta iluminación. Como el gráfico de punto cercano de Hanks fue diseñado para usarse a 40 cm de cerca, se calcularon los equivalentes de agudeza visual para 50 cm y 70 cm. Los resultados de agudeza visual tanto intermedia como de cerca se convirtieron a log MAR equivalente.
- 15

Cuestionario de respuesta subjetiva:

1. Calidad de la visión de lejos, intermedia y de cerca en una escala analógica visual del 1 al 10.
2. Calificación del efecto fantasma de lejos y de cerca en una escala analógica de efecto fantasma del 1 al 10.
3. Calificación general del rendimiento de la visión en una escala analógica visual de 1 a 10.

- 5 Las Figuras 82 a 108 muestran los resultados subjetivos y objetivos obtenidos del estudio clínico. Las calificaciones de visión de lejos, intermedia, de cerca y general se midieron en una escala analógica visual que oscila de 1 a 10 en etapas de 1, donde 1 representaba visión borrosa y/o difusa y 10 representaba visión clara y/o nítida. La calificación de visión de efecto fantasma de lejos y de cerca se midió en una escala análoga visual de efecto fantasma que oscila de 1 a 10 en etapas de 1, donde 1 representaba ausencia de efecto fantasma y/o duplicación y 10 representaba efectos fantasma extremos y/o duplicación. La ausencia de efecto fantasma se calculó restando la puntuación de efecto fantasma de 11 puntos. Los resultados de visión acumulativa se obtuvieron promediando los resultados de visión de lejos, intermedia y de cerca. Los resultados acumulativos de efecto fantasma se obtuvieron promediando el efecto fantasma a distancias de lejos y de cerca.

Sección 24: Descriptores de perfiles de potencia con el uso de polinomios de potencia de Zernike

- 15 Cuando se proporciona un frente de onda monocromático $W(\rho, \theta)$ de un sistema óptico, donde ρ es la distancia radial y θ es el ángulo en coordenadas polares, un valor estimado de la distribución de potencia refractiva del frente de onda puede definirse como:

$$P(\rho, \theta) = \frac{1000}{W(\rho, \theta) + r \left(\frac{\partial W(\rho, \theta)}{\partial r} \right)^{-1}}$$

- 20 Donde " $\partial W / \partial r$ " representa la derivada parcial de $W(\rho, \theta)$ a lo largo de la distancia radial " r ". Si se elige describir al frente de onda monocromática $W(\rho, \theta)$ como una serie finita de expansión polinómica de Zernike estándar, la potencia refractiva basada en el frente de onda puede representarse por un conjunto de funciones básicas y el conjunto original de los coeficientes polinómicos de Zernike estándar del frente de onda, como se muestra a continuación:

$$P(\rho, \theta) = \frac{1000}{r_{\max}} \sum_{j=3}^{p-1} c_j \psi_j \left(\frac{r}{r_{\max}}, \theta \right)$$

Donde $r_{\max}$ corresponde al radio de la pupila,

$$\psi_j(\rho, \theta) = \begin{cases} \left(\sqrt{2(n+1)} \right) R_n^m(\rho) \cos(m\theta); & \text{si } m > 0 \\ \left(\sqrt{2(n+1)} \right) R_n^m(\rho) \sin(m\theta); & \text{si } m < 0 \\ \left(\sqrt{(n+1)} \right) R_n^m(\rho); & \text{si } m = 0 \end{cases}$$

Donde

$$R_n^m(\rho) = \sum_{s=0}^{\left(\frac{n-|m|}{2} \right) - q} \frac{(-1)^s (n-s)! (n-2s)}{s! \left(\left(\frac{n+|m|}{2} - s \right)! \right) \left(\left(\frac{n-|m|}{2} - s \right)! \right)} (\rho^{n-2s-2})$$

Donde

$$q = \begin{cases} 1, & \text{si } |m| \leq 1 \\ 0, & \text{en caso contrario} \end{cases}$$

- 30 Donde n y m son los componentes radial y acimutal en una notación de índice doble del polinomio de Zernike y j es el coeficiente de Zernike en un esquema de notación de índice sencillo.

Por ejemplo, la lista de expansiones polinómicas de potencia de Zernike rotacionalmente simétricas hasta el orden 10, es decir, 5 términos rotacionalmente simétricos, se enumeran a continuación:

$$\begin{aligned}
 P = & Z1 * 4 * 3^{(1/2)} + \\
 & Z2 * 5^{(1/2)} * (24 * R^2 - 12) + \\
 & Z3 * 7^{(1/2)} * (120 * R^4 - 120 * R^2 + 24) + \\
 & Z4 * 9^{(1/2)} * (360 * R^2 - 840 * R^4 + 560 * R^6 - 40) + \\
 & Z5 * 11^{(1/2)} * (3360 * R^4 - 840 * R^2 - 5040 * R^6 + 2520 * R^8 + 60)
 \end{aligned}$$

Potencia de distribución = $(1/r_{\max}^2) * P$

- 5 Los términos Z1, Z2, Z3, Z4 y Z5 en la expansión polinómica de potencia de Zernike representan los coeficientes C(2,0), C(4,0), C(6,0), C(8,0) y C(10,0), respectivamente.

Los polinomios de potencia de Zernike como se describen en la presente memoria pueden usarse para caracterizar los perfiles de potencia de ciertas realizaciones. Las Figuras 124 a 127 muestran los perfiles de potencia diseñados para algunas realizaciones ejemplares. Las Figuras 119 a 123 muestran los perfiles de potencia para algunas lentes multifocales disponibles comercialmente como se mide en un instrumento de perfilado de potencia basado en Hartman-Shack disponible comercialmente llamado Optocraft (Optocraft GmbH, Alemania). Se usaron las configuraciones predeterminadas para el uso de una lente multifocal para obtener datos medidos para lentes comerciales. Las lentes comerciales eran simétricas y solo se exportó una sección transversal del perfil de potencia para el análisis de ajuste polinómico de potencia de Zernike. En este ejemplo, la densidad de datos, es decir, el número de puntos usados para el análisis de ajuste fue 400 de 0 a 4 mm en etapas de 0.01 mm en una media cuerda de la zona óptica de la lente. La misma densidad de datos se usó cuando se ajustaron las realizaciones ejemplares a los polinomios de potencia de Zernike. Un enfoque de mínimos cuadrados se usó para optimizar los mejores coeficientes para grado/orden elegido del polinomio de potencia de Zernike simétrico radial. Una vez que se completó la rutina de optimización, la rutina computacional ha dado como resultado dos métricas, coeficiente de determinación (R^2) y raíz del error cuadrático medio (RMSE), cuanto menor sea la RMSE, mejor será el ajuste y cuanto mayor sea el valor R^2 , mejor será el ajuste. Como se usa en este ejemplo, el mejor ajuste significa un ajuste con la función matemática de menor orden que da como resultado un coeficiente de determinación (R^2) mayor que 0.975 y/o una raíz del error cuadrático medio (RMSE) menor de 0.15D. En los casos donde el procedimiento de optimización falla al ajustarse a una función que logra los criterios de $R^2 > 0.975$ y $RMSE < 0.15D$, entonces el orden de la función que produce el mayor R^2 y/o el menor RMSE se usa para caracterizar el perfil de potencia. Sin embargo, dichos perfiles de potencia en este ejemplo no cumplen los criterios de las realizaciones ejemplares. Ciertas realizaciones pueden caracterizarse usando polinomios de potencia de Zernike radiales. Las diferencias entre los multifocales convencionales y las realizaciones ejemplares se muestran en las tablas 20 a 23. Como se muestra en las tablas 20 a 23, el número de coeficientes polinómicos de potencia de Zernike, simétricos, que sustancialmente no son cero, necesarios para ajustar de la mejor forma los perfiles de potencia de las realizaciones ejemplares es mayor que el número de coeficientes polinómicos de potencia de Zernike, simétricos, que sustancialmente no son cero, necesario para ajustar los perfiles de potencia de los multifocales convencionales medidos. Como se usa en este ejemplo, el mejor ajuste significa un ajuste con la función matemática de menor orden que da como resultado un coeficiente de determinación (R^2) mayor que 0.975 y/o una raíz de error cuadrático medio (RMSE) menor que 0.15D. En los casos donde el procedimiento de optimización falla en el ajuste a una función que logra los criterios de $R^2 > 0.975$ y $RMSE > 0.15D$, entonces el orden de la función que produce el mayor R^2 y/o el menor RMSE se usa para caracterizar el perfil de potencia. Sin embargo, dichos perfiles de potencia en este ejemplo no cumplen los criterios de las realizaciones ejemplares. Como se muestra en las tablas 20 y 21, las lentes convencionales se describen por menos de 20 coeficientes que no son cero (de C(2,0) a C(40,0)) en comparación con los diseños ejemplares que se describen por al menos 20 coeficientes que no son cero. Como puede verse por los valores de R^2 y RMSE en la tabla 21, los diseños comerciales multifocal 7 y multifocal 8 se reprodujeron con $RMSE > 0.25D$ usando polinomios de potencia de Zernike. En contraste, los valores de R^2 y RMSE de las realizaciones ejemplares 1 a 8 se reprodujeron con $RMSE < 0.15D$ usando polinomios de potencia de Zernike (tablas 22 y 23) siempre y cuando se usara un número suficiente de coeficientes en los cálculos.

(Tabla 20) Coeficientes polinómicos de potencia de Zernike – Multifocales comerciales

Coeficientes	Multifocal 1	Multifocal 2	Multifocal 3	Multifocal 4	Multifocal 5	Multifocal 6
C(2,0)	-2.000E+00	-1.730E+00	7.670E-01	-5.302E-01	6.207E-01	-5.644E-01
C(4,0)	-8.010E-01	-7.475E-01	-5.321E-01	-4.660E-01	-5.859E-01	-5.275E-01
C(6,0)	4.681E-02	5.715E-02	2.280E-01	1.400E-01	1.509E-01	1.542E-01

(Tabla 20) Coeficientes polinómicos de potencia de Zernike – Multifocales comerciales						
Coeficientes	Multifocal 1	Multifocal 2	Multifocal 3	Multifocal 4	Multifocal 5	Multifocal 6
C(8,0)	-4.288E-02	3.339E-02	-1.358E-01	-1.019E-01	-6.840E-02	6.215E-03
C(10,0)	2.526E-02	1.053E-02	5.091E-02	5.116E-02	-2.945E-02	-4.029E-02
C(12,0)	-1.937E-02	-1.596E-03	-4.997E-03	-3.214E-03	-1.958E-02	-1.114E-02
C(14,0)	3.941E-03	-3.284E-03	-5.050E-03	-1.427E-02	1.867E-02	7.429E-03
C(16,0)	-7.450E-04	-5.524E-05	1.852E-02	1.834E-02	2.936E-03	3.334E-03
C(18,0)	-1.941E-03	1.374E-04	-7.779E-03	-1.267E-03	-9.033E-03	7.043E-04
C(20,0)	3.780E-03	-3.422E-04	-3.408E-03	-5.439E-03	8.539E-04	-2.187E-03
C(22,0)	0	0	0	0	0	0
C(24,0)	0	0	0	0	0	0
C(26,0)	0	0	0	0	0	0
C(28,0)	0	0	0	0	0	0
C(30,0)	0	0	0	0	0	0
C(32,0)	0	0	0	0	0	0
C(34,0)	0	0	0	0	0	0
C(36,0)	0	0	0	0	0	0
C(38,0)	0	0	0	0	0	0
C(40,0)	0	0	0	0	0	0
C(42,0)	0	0	0	0	0	0
C(44,0)	0	0	0	0	0	0
C(46,0)	0	0	0	0	0	0
C(48,0)	0	0	0	0	0	0
C(50,0)	0	0	0	0	0	0
C(52,0)	0	0	0	0	0	0
C(54,0)	0	0	0	0	0	0
C(56,0)	0	0	0	0	0	0
C(58,0)	0	0	0	0	0	0
C(60,0)	0	0	0	0	0	0
C(62,0)	0	0	0	0	0	0
C(64,0)	0	0	0	0	0	0
C(66,0)	0	0	0	0	0	0
C(68,0)	0	0	0	0	0	0
C(70,0)	0	0	0	0	0	0
R-Cuadrado	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
RMSE	0.04	0.00	0.04	0.02	0.03	0.01

La Tabla 20 muestra los valores de los coeficientes rotacionalmente simétricos cuando los polinomios de potencia de Zernike radiales se ajustan a los perfiles de potencia descritos en las Figuras 119 y 120 por medio de una ruina de optimización de mínimos cuadrados no lineal.

(Tabla 21) Coeficientes polinómicos de potencia de Zernike – Multifocales comerciales				
Coeficientes	Multifocal 7	Multifocal 8	Multifocal 9	Multifocal 10
C(2,0)	2.000E+00	2.000E+00	-3.513E-01	-1.031E+00
C(4,0)	2.373E-01	-9.382E-03	-2.129E-01	-1.436E-01
C(6,0)	-2.674E-01	-1.370E-01	2.835E-01	1.933E-01
C(8,0)	1.339E-01	8.387E-02	-8.365E-02	-6.085E-02
C(10,0)	-1.370E-02	-1.971E-02	-9.280E-03	1.546E-03
C(12,0)	-4.285E-02	-1.437E-02	1.689E-02	6.472E-03
C(14,0)	4.462E-02	2.032E-02	-4.245E-03	-3.095E-03
C(16,0)	-1.898E-02	-1.025E-02	-6.685E-03	-1.626E-03
C(18,0)	-2.518E-03	2.929E-05	5.956E-03	-9.733E-05
C(20,0)	9.978E-03	5.319E-03	1.080E-03	1.764E-03
C(22,0)	-5.685E-03	-3.982E-03	-5.456E-03	-2.246E-03
C(24,0)	-1.051E-03	7.688E-04	2.668E-03	-5.335E-04
C(26,0)	4.671E-03	1.396E-03	7.324E-04	2.846E-03
C(28,0)	-2.796E-03	-1.348E-03	-2.197E-03	-1.714E-03
C(30,0)	-4.901E-04	3.974E-04	1.157E-03	-8.392E-04
C(32,0)	2.376E-03	3.274E-04	4.228E-03	2.467E-03
C(34,0)	-1.938E-03	-3.972E-04	-5.684E-03	-6.234E-04
C(36,0)	5.063E-04	-6.133E-05	-8.093E-03	-6.723E-03
C(38,0)	3.930E-04	2.413E-04	5.137E-03	1.647E-03
C(40,0)	-5.948E-04	-2.563E-04	3.633E-03	3.610E-03
C(42,0)	0	0	0	0
C(44,0)	0	0	0	0
C(46,0)	0	0	0	0
C(48,0)	0	0	0	0
C(50,0)	0	0	0	0
C(52,0)	0	0	0	0
C(54,0)	0	0	0	0
C(56,0)	0	0	0	0
C(58,0)	0	0	0	0
C(60,0)	0	0	0	0
C(62,0)	0	0	0	0
C(64,0)	0	0	0	0
C(66,0)	0	0	0	0
C(68,0)	0	0	0	0
C(70,0)	0	0	0	0
R-Cuadrado	0.92	0.99	0.99	0.99
RMSE	1.02	0.32	0.07	0.05

La Tabla 21 muestra los coeficientes rotacionalmente simétricos cuando los polinomios de potencia de Zernike radiales se ajustan a los perfiles de potencia descritos en las Figuras 119 y 120 por medio de rutinas de optimización de

mínimos cuadrados no lineales.

(Tabla 22) Coeficientes polinómicos de potencia de Zernike – Realizaciones ejemplares						
Coeficientes	nº 1	nº 2	nº 3	nº 4	nº 5	nº 6
C(2,0)	2.701E-01	1.090E-01	4.976E-01	-2.451E-01	-7.169E-02	7.998E-01
C(4,0)	9.265E-03	-1.897E-01	-4.803E-01	-2.952E-01	-3.958E-01	-4.814E-01
C(6,0)	1.650E-01	1.287E-01	-2.196E-02	6.502E-02	6.074E-02	-3.564E-02
C(8,0)	4.288E-02	-2.355E-02	4.919E-02	4.613E-02	7.780E-02	7.893E-02
C(10,0)	3.964E-02	-4.354E-02	1.352E-02	-5.739E-02	-6.837E-02	-6.449E-03
C(12,0)	8.367E-02	5.164E-02	1.895E-02	-6.077E-02	-8.238E-02	-1.187E-01
C(14,0)	4.264E-02	2.743E-03	6.990E-02	6.374E-02	8.132E-02	4.934E-02
C(16,0)	-5.268E-03	-4.641E-02	4.742E-02	-4.232E-03	9.194E-04	3.829E-02
C(18,0)	5.682E-02	4.436E-02	4.552E-02	-4.960E-02	-6.504E-02	-6.596E-02
C(20,0)	1.639E-02	-7.830E-03	-2.472E-02	2.458E-02	2.871E-02	5.812E-04
C(22,0)	-8.215E-03	-2.349E-02	1.697E-02	1.986E-02	3.005E-02	4.089E-02
C(24,0)	2.697E-02	3.900E-02	3.630E-02	-3.311E-02	-4.169E-02	-2.929E-02
C(26,0)	1.995E-03	3.267E-03	-4.724E-02	3.313E-03	2.996E-03	-2.071E-02
C(28,0)	-5.664E-03	2.797E-03	3.182E-03	2.268E-02	3.177E-02	3.920E-02
C(30,0)	1.375E-02	3.423E-02	3.652E-02	-2.046E-02	-2.729E-02	-2.058E-02
C(32,0)	-1.324E-03	-1.079E-03	-2.749E-02	2.766E-03	2.571E-03	-1.174E-02
C(34,0)	3.083E-03	2.599E-03	9.379E-03	1.049E-02	1.431E-02	2.986E-02
C(36,0)	7.837E-03	1.043E-02	3.214E-02	-1.021E-02	-1.326E-02	-2.012E-02
C(38,0)	-4.608E-03	-1.179E-02	-1.855E-02	2.176E-03	2.590E-03	1.829E-03
C(40,0)	1.366E-03	2.618E-03	6.700E-03	2.759E-03	2.657E-03	4.219E-03
C(42,0)	-2.510E-03	-1.903E-03	3.675E-03	3.145E-03	7.994E-03	-9.116E-04
C(44,0)	-2.890E-03	-5.774E-03	-8.602E-03	-2.827E-03	-4.593E-03	3.930E-03
C(46,0)	-4.175E-03	2.191E-03	5.087E-03	-1.646E-03	-5.412E-03	-1.896E-03
C(48,0)	-9.448E-03	-4.915E-03	-1.174E-02	1.578E-03	2.248E-03	5.931E-04
C(50,0)	-1.229E-03	1.698E-04	-7.154E-03	-2.359E-04	-9.947E-05	-7.696E-04
C(52,0)	6.378E-05	2.473E-05	-3.380E-04	-1.371E-05	0	0
C(54,0)	-2.373E-05	-1.326E-04	-9.104E-05	1.285E-06	0	0
C(56,0)	-5.117E-06	9.333E-06	-7.328E-06	2.907E-07	0	0
C(58,0)	-5.115E-07	3.441E-06	-2.362E-06	9.186E-08	0	0
C(60,0)	-3.461E-07	5.216E-07	-6.425E-07	-3.161E-09	0	0
C(62,0)	-6.527E-09	7.916E-08	-1.240E-08	0	0	0
C(64,0)	1.110E-08	2.701E-09	1.824E-08	0	0	0
C(66,0)	2.215E-09	-1.140E-09	4.189E-09	0	0	0
C(68,0)	-3.861E-11	7.350E-10	-1.738E-10	0	0	0
C(70,0)	-9.018E-11	2.412E-10	-1.065E-10	0	0	0
R-Cuadrado	0.989	0.987	0.978	0.996	0.993	0.997

ES 2 979 070 T3

RMSE	0.053	0.091	0.120	0.037	0.071	0.052
------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

La tabla 22 muestra los coeficientes rotacionalmente simétricos cuando los polinomios de potencia de Zernike radiales se ajustan a los perfiles de potencia descritos en las Figuras 119 y 120 por medio de rutinas de optimización de mínimos cuadrados no lineal.

(Tabla 23) Coeficientes polinómicos de potencia de Zernike – Realizaciones ejemplares						
Coeficientes	nº 7	nº 8	nº 9	nº 10	nº 11	nº 12
C(2,0)	-2.718E-01	3.513E-02	9.938E-01	2.762E-01	4.384E-01	6.345E-01
C(4,0)	-3.044E-01	-2.457E-01	-4.241E-01	-1.478E-01	-3.311E-01	-6.140E-01
C(6,0)	2.888E-02	1.778E-01	-9.882E-03	1.035E-01	9.858E-03	4.338E-02
C(8,0)	9.957E-03	1.454E-01	4.060E-02	-9.408E-02	-1.312E-01	-8.419E-02
C(10,0)	-4.792E-02	6.128E-03	-5.843E-02	4.744E-03	-1.743E-02	-3.853E-03
C(12,0)	-5.411E-02	-1.741E-02	-7.895E-02	5.040E-02	4.700E-02	6.687E-02
C(14,0)	3.068E-02	7.079E-02	4.684E-02	-1.064E-02	-6.289E-03	1.747E-02
C(16,0)	4.469E-03	2.097E-02	1.081E-02	-1.968E-02	-2.008E-02	2.461E-02
C(18,0)	-3.885E-02	-4.246E-02	-6.860E-02	-1.601E-02	-1.649E-02	-2.264E-02
C(20,0)	6.136E-03	1.631E-02	2.199E-02	3.810E-02	5.419E-02	5.810E-02
C(22,0)	2.392E-02	4.266E-02	3.962E-02	5.185E-04	-6.705E-03	9.668E-03
C(24,0)	-3.189E-02	-3.112E-02	-5.811E-02	-4.185E-02	-7.439E-02	-9.184E-02
C(26,0)	-2.211E-03	1.025E-02	9.437E-03	2.936E-02	2.953E-02	3.758E-02
C(28,0)	1.934E-02	4.138E-02	3.565E-02	6.849E-03	-1.677E-03	1.532E-02
C(30,0)	-1.835E-02	-2.151E-02	-3.963E-02	-2.004E-02	-4.252E-02	-4.233E-02
C(32,0)	9.752E-03	1.168E-02	1.381E-02	9.819E-03	5.167E-03	1.880E-02
C(34,0)	5.949E-03	1.950E-02	7.644E-03	-5.173E-04	-3.188E-03	1.139E-02
C(36,0)	-1.655E-02	-1.732E-02	-1.850E-02	6.727E-04	1.212E-03	-1.202E-03
C(38,0)	8.307E-03	2.627E-03	1.695E-02	-1.782E-03	2.440E-03	-1.835E-03
C(40,0)	2.834E-03	-3.172E-03	-1.300E-02	-1.257E-03	1.807E-03	2.872E-03
C(42,0)	-3.808E-04	1.470E-04	4.063E-03	6.737E-03	5.411E-03	3.155E-03
C(44,0)	1.134E-04	5.987E-04	1.427E-02	-2.124E-03	-9.658E-04	-5.987E-03
C(46,0)	9.160E-04	-7.718E-03	-2.066E-03	-4.028E-03	4.675E-03	1.837E-03
C(48,0)	9.550E-04	-3.049E-03	-3.622E-03	1.434E-03	4.284E-03	3.482E-03
C(50,0)	-9.903E-04	1.617E-03	-1.907E-03	3.087E-04	-2.538E-03	-3.251E-03
C(52,0)	0	2.347E-04	0	0	-3.804E-04	-7.959E-04
C(54,0)	0	-5.306E-05	0	0	5.870E-05	-6.750E-05
C(56,0)	0	2.745E-06	0	0	-8.670E-06	-3.545E-06
C(58,0)	0	2.304E-06	0	0	-3.880E-06	-1.224E-06
C(60,0)	0	1.550E-07	0	0	-4.224E-07	-1.016E-07
C(62,0)	0	5.520E-08	0	0	-7.297E-08	4.568E-08
C(64,0)	0	5.160E-09	0	0	-2.535E-09	8.645E-09
C(66,0)	0	-7.325E-10	0	0	1.309E-09	1.429E-09
C(68,0)	0	2.637E-10	0	0	-5.515E-10	-4.969E-10

(Tabla 23) Coeficientes polinómicos de potencia de Zernike – Realizaciones ejemplares						
Coeficientes	nº 7	nº 8	nº 9	nº 10	nº 11	nº 12
C(70,0)	0	6.793E-11	0	0	-1.313E-10	-2.628E-11
R-Cuadrado	0.991	0.990	0.976	0.995	0.994	0.985
RMSE	0.064	0.088	0.158	0.033	0.045	0.094

La Tabla 23 muestra los coeficientes rotacionalmente simétricos cuando los polinomios de potencia de Zernike radiales se ajustan a los perfiles de potencia descritos en las Figuras 119 y 120 por medio de rutinas de optimización de mínimos cuadrados no lineales.

En ciertas realizaciones, una lente comprende: un eje óptico; al menos dos superficie; en donde la lente tiene un perfil de potencia, el perfil de potencia puede reproducirse usando al menos 30 o 40 coeficientes polinómicos de potencia de Zernike, simétricos, que no son cero. En ciertas realizaciones, el perfil de potencia puede reproducirse usando al menos 28, 30, 40, 50, 60, 70 u 80 polinomios de potencia de Zernike, simétricos, que no son cero. En ciertas realizaciones, el perfil de potencia puede reproducirse usando entre 30 a 40, 30 a 50 o 40 a 80 coeficientes polinómicos de potencia de Zernike, simétricos, que no son cero. En ciertas realizaciones, el perfil de potencia puede reproducirse usando entre 30 a 80, 30 a 70 o 30 a 50 coeficientes polinómicos de potencia de Zernike, simétricos, que no son cero. En algunas realizaciones, uno o más coeficientes polinómicos de potencia de Zernike pueden ser cero siempre que los coeficientes polinómicos de potencia de Zernike de orden más alto no sean cero o sustancialmente no sean cero. Por ejemplo, un polinomio de potencia de Zernike de orden 20 puede tener un coeficiente polinómico de potencia de Zernike de orden 20 que no es cero, o sustancialmente no es cero, mientras que al mismo tiempo uno o más de los coeficientes polinómicos de potencia de Zernike para órdenes por debajo de la 20ª puede tener valor cero.

Sección 25: Descriptores de perfiles de potencia con el uso de series de Fourier

La expansión de la serie de Fourier de la forma genérica (rotacionalmente simétrica) se da a continuación:

$$P(\rho) = C + \sum_{i=1}^n a_i(\cos(\rho)) + b_i(\sin(\rho))$$

Donde $i = 1$ a n , donde i es un número entero y n es el orden considerado de la serie de Fourier; C es la constante; ρ es el coordinado radial de perfil de potencia; a_i y b_i son los coeficientes de la expansión de Fourier del orden i^{avo} .

La serie de Fourier como se describe en la presente memoria puede usarse para caracterizar los perfiles de potencia de ciertas realizaciones. Las Figuras 124 a 127 muestran los perfiles de potencia diseñados para algunas realizaciones ejemplares. Las Figuras 119 a 123 muestran los perfiles de potencia para algunas lentes multifocales comercialmente disponibles como se miden en un instrumento de perfilado de potencia basado en Hartman-Shack disponible comercialmente denominado Optocraft (Optocraft GmbH, Alemania). Las configuraciones predeterminadas para el uso de una lente multifocal se usaron para obtener los datos medidos para las lentes comerciales. Las lentes comerciales eran simétricas y se exportó una sección transversal del perfil de potencia para el análisis de ajuste de la serie de Fourier. En este ejemplo, la densidad de datos, es decir, el número de puntos usados para el análisis de ajuste fue 400, de 0 a 4 mm en etapas de 0.01 mm en una media cuerda de la zona óptica de la lente. Se usó la misma densidad de datos cuando se ajustaron las realizaciones ejemplares a la serie de Fourier. Se usó un enfoque de mínimos cuadrados para optimizar los mejores coeficientes para el grado u orden elegido de la serie de Fourier. Una vez que se hubo completado la rutina de optimización, la rutina computacional ha dado como resultado dos métricas, el coeficiente de determinación (R^2) y la raíz de error cuadrático medio (RMSE), cuanto menor sea RMSE, mejor será el ajuste y cuanto mayor sea el valor de R^2 , mejor será el ajuste. Como se usa en este ejemplo, el mejor ajuste significa un ajuste con la función matemática de menor orden que da como resultado un coeficiente de determinación (R^2) mayor que 0.975 y/o una raíz de error cuadrático medio (RMSE) menor que 0.15D. En los casos donde el procedimiento de optimización falle en ajustar una función que logre los criterios de $R^2 > 0.975$ y $RMSE < 0.15D$, entonces el orden de la función que produce el mayor R^2 y/o la menor RMSE se usa para caracterizar el perfil de potencia. Sin embargo, dichos perfiles de potencia en este ejemplo no cumplen los criterios de las realizaciones ejemplares. Las Tablas 24 a 27 muestran los valores de coeficiente de la expansión de la serie de Fourier hasta el orden 15 obtenidos cuando los perfiles de potencia descritos en las Figuras 119 y 120 son los que mejor se ajustan a la expansión de la serie de Fourier descrita por medio de rutinas de optimización de mínimos cuadrados no lineales. En este ejemplo, las lentes convencionales se describen mediante menos de 4 órdenes de la serie de Fourier que tienen coeficientes que no son cero, en contraste, los diseños ejemplares necesitan que al menos 8 órdenes de la serie de Fourier tengan coeficientes que no son cero para reproducirse con una $RMSE < 0.15D$.

En ciertas realizaciones, una lente comprende: un eje óptico; al menos dos superficies; en donde la lente tiene un perfil de potencia, el perfil de potencia puede reproducirse usando al menos el orden 6, 8, 10, 12, 15 de la expansión de la serie de Fourier que tiene coeficientes que sustancialmente no son cero.

(Tabla 24) Coeficientes de la serie de Fourier – Multifocales comerciales						
Coeficientes	Multifocal 1	Multifocal 2	Multifocal 3	Multifocal 4	Multifocal 5	Multifocal 6
C	-0.408	-0.355	0.946	0.221	0.237	-0.067
a1	1.280	0.840	1.287	1.011	0.793	0.657
b1	0.940	0.592	0.828	0.704	1.568	0.846
a2	0.493	0.067	0.470	0.393	0.833	0.333
b2	-0.082	-0.179	0.358	0.219	0.410	0.114
a3	0	0	0	0	0.248	0.173
b3	0	0	0	0	-0.217	-0.164
a4	0	0	0	0	0	0
b4	0	0	0	0	0	0
a5	0	0	0	0	0	0
b5	0	0	0	0	0	0
a6	0	0	0	0	0	0
b6	0	0	0	0	0	0
a7	0	0	0	0	0	0
b7	0	0	0	0	0	0
a8	0	0	0	0	0	0
b8	0	0	0	0	0	0
a9	0	0	0	0	0	0
b9	0	0	0	0	0	0
a10	0	0	0	0	0	0
b10	0	0	0	0	0	0
a11	0	0	0	0	0	0
b11	0	0	0	0	0	0
a12	0	0	0	0	0	0
b12	0	0	0	0	0	0
a13	0	0	0	0	0	0
b13	0	0	0	0	0	0
a14	0	0	0	0	0	0
b14	0	0	0	0	0	0
a15	0	0	0	0	0	0
b15	0	0	0	0	0	0
R cuadrado	0.999	0.999	0.996	0.993	0.995	0.998
RMSE	0.042	0.019	0.078	0.075	0.069	0.033

La Tabla 24 muestra los valores de los coeficientes de la expansión de la serie de Fourier (hasta el orden 15) obtenidos cuando los perfiles de potencia descritos en las Figuras 119 a 123 son los mejor ajustado a la expansión de la serie de Fourier por medio de rutinas de optimización de mínimos cuadrados no lineales.

(Tabla 25) Coeficientes de la serie de Fourier – Multifocales comerciales				
Coeficientes	Multifocal 7	Multifocal 8	Multifocal 9	Multifocal 10
C	2.093	1.307	1.158	0.268
a1	-0.307	-0.071	1.551	1.065
b1	-1.393	-0.655	-0.875	-0.159
a2	-0.636	-0.389	-0.219	0.262
b2	-1.018	-0.587	-0.514	-0.170
a3	-0.451	-0.247	-0.350	-0.005
b3	0.211	0.128	-0.121	-0.252
a4	-0.143	-0.047	-0.042	-0.043
b4	0.321	0.194	0.085	-0.071
a5	0	0	0	0
b5	0	0	0	0
a6	0	0	0	0
b6	0	0	0	0
a7	0	0	0	0
b7	0	0	0	0
a8	0	0	0	0
b8	0	0	0	0
a9	0	0	0	0
b9	0	0	0	0
a10	0	0	0	0
b10	0	0	0	0
a11	0	0	0	0
b11	0	0	0	0
a12	0	0	0	0
b12	0	0	0	0
a13	0	0	0	0
b13	0	0	0	0
a14	0	0	0	0
b14	0	0	0	0
a15	0	0	0	0
b15	0	0	0	0
R cuadrado	0.996	0.996	0.990	0.991
RMSE	0.021	0.047	0.078	0.061

La Tabla 25 muestra los valores de los coeficientes de la expansión de la serie de Fourier (hasta el orden 15) obtenidos cuando los perfiles de potencia descritos en las Figuras 119 a 123 son los mejor ajustados a la expansión de la serie de Fourier por medio de rutinas de optimización de mínimos cuadrados no lineales.

(Tabla 26) Coeficientes de la serie de Fourier – Realizaciones ejemplares						
Coeficientes	nº 1	nº 2	nº 3	nº 4	nº 5	nº 6
C	168.296	369.426	-392.764	24.727	46.853	-83.250
a1	171.234	288.170	-294.109	29.948	50.561	-85.924
b1	-273.020	-640.337	694.809	-37.257	-73.531	136.391
a2	-123.956	-400.556	461.567	-10.869	-29.150	60.878
b2	-255.061	-451.537	478.555	-41.846	-72.310	129.114
a3	-227.309	-446.024	501.810	-33.584	-60.545	114.909
b3	-24.293	138.705	-189.989	-12.626	-11.935	14.480
a4	-103.664	-40.397	18.166	-21.972	-30.713	53.491
b4	131.984	320.561	-393.610	15.896	31.941	-65.781
a5	37.039	166.727	-234.450	1.169	6.725	-17.924
b5	104.599	104.297	-115.792	17.540	26.782	-52.700
a6	63.445	86.909	-119.056	8.762	14.204	-31.065
b6	14.614	-55.880	98.644	4.689	4.874	-6.811
a7	24.044	-4.896	21.003	3.686	4.991	-10.817
b7	-22.833	-44.530	77.014	-2.224	-3.994	11.065
a8	-2.251	-13.916	34.396	0.258	0.229	1.692
b8	-13.756	-5.371	6.438	-1.406	-2.016	6.015
a9	-4.019	-2.539	7.262	0	0	1.527
b9	-2.198	1.745	-9.661	0	0	0.959
a10	-0.800	0	-0.785	0	0	0
b10	0.214	0	-2.831	0	0	0
a11	0	0	0	0	0	0
b11	0	0	0	0	0	0
a12	0	0	0	0	0	0
b12	0	0	0	0	0	0
a13	0	0	0	0	0	0
b13	0	0	0	0	0	0
a14	0	0	0	0	0	0
b14	0	0	0	0	0	0
a15	0	0	0	0	0	0
b15	0	0	0	0	0	0
R cuadrado	0.994	0.995	0.995	0.995	0.994	0.998
RMSE	0.039	0.049	0.056	0.046	0.067	0.038

La Tabla 26 muestra los valores de los coeficientes de la expansión de la serie de Fourier (hasta el orden 15) obtenidos cuando los perfiles de potencia descritos en las Figuras 124 a 127 están lo mejor ajustados a la expansión de la serie de Fourier por medio de rutinas de optimización de mínimos cuadrados no lineales.

(Tabla 27) Coeficientes de serie de Fourier - Realizaciones ejemplares						
Coeficientes	nº 7	nº 8	nº 9	nº 10	nº 11	nº 12
C	58.457	39.751	-122.114	-251.936	-459.112	-497.230
a1	56.670	43.870	-99.903	-233.067	-420.835	-434.644
b1	-95.096	-62.002	212.063	422.837	771.200	845.729
a2	-45.579	-23.744	128.595	225.195	413.877	480.153
b2	-82.605	-62.683	157.435	357.876	645.119	673.003
a3	-71.978	-52.579	154.982	336.962	606.754	645.935
b3	-1.872	-11.624	-37.489	-19.450	-42.362	-93.517
a4	-26.022	-27.669	23.262	105.815	183.109	152.538
b4	41.524	27.952	-109.436	-220.519	-396.548	-439.505
a5	13.238	6.058	-55.058	-92.151	-166.404	-203.356
b5	25.791	24.423	-42.737	-129.674	-226.210	-215.240
a6	14.501	13.187	-33.856	-90.981	-157.995	-159.694
b6	1.339	4.384	17.261	10.147	20.315	45.225
a7	3.533	4.605	0.167	-17.992	-29.510	-17.186
b7	-4.576	-3.961	17.567	42.018	72.278	78.144
a8	-0.200	0.121	6.291	11.352	19.360	24.012
b8	-1.599	-1.964	2.782	14.748	24.392	20.098
a9	0	0	1.789	5.987	9.681	8.948
b9	0	0	-0.716	-0.718	-1.304	-3.406
a10	0	0	0	0.482	0.687	0.151
b10	0	0	0	-1.023	-1.632	-1.711
a11	0	0	0	0	0	0
b11	0	0	0	0	0	0
a12	0	0	0	0	0	0
b12	0	0	0	0	0	0
a13	0	0	0	0	0	0
b13	0	0	0	0	0	0
a14	0	0	0	0	0	0
b14	0	0	0	0	0	0
a15	0	0	0	0	0	0
b15	0	0	0	0	0	0
R cuadrado	0.994	0.991	0.990	0.993	0.993	0.991
RMSE	0.053	0.084	0.099	0.038	0.049	0.072

La Tabla 27 muestra los valores de los coeficientes de la expansión de la serie de Fourier (hasta el orden 15) obtenidos cuando los perfiles de potencia descritos en las Figuras 124 a 127 se ajustan mejor a la expansión de serie de Fourier por medio de rutinas de optimización de mínimos cuadrados no lineales.

Sección 26: Efecto de la potencia más en la zona óptica en la función de transferencia óptica

Las Figuras 109, 111 y 113 muestran los perfiles de potencia como una función de diámetro de media cuerda para algunos diseños de lente ejemplares. El conjunto de tres diseños ilustrados en cada una de las Figuras 109, 111 y 113 tienen potencia de aproximadamente +3D, +6D, +10D en el centro de la media cuerda que disminuye gradualmente a 0D a un cierto punto dado en el diámetro de media cuerda de la lente. En cada una de las Figuras 109, 111 y 113, el punto de intersección del perfil de potencia y el eje x se da a 0,5 mm (línea negra discontinua), 0,75 mm (una línea gris continua) y 1 mm (línea negra continua) en la media cuerda para los tres perfiles de potencia diferentes.

Las Figuras 110, 112 y 114 muestran el rendimiento óptico modelado de los perfiles de potencia ejemplares descritos en las Figuras 109, 111 y 113, respectivamente. El rendimiento modelado se mide en términos de la parte real de la función de transferencia óptica como una función de diversas frecuencias espaciales, obtenidas. La porción de función de transferencia óptica descrita en las ecuaciones descritas en la sección 1 se usó para medir el rendimiento óptico de los perfiles ilustrados en estas figuras. El rendimiento se modeló usando un diámetro de pupila de 4 mm. Sin embargo, también pueden usarse otros diámetros de pupila. La función de sensibilidad de contraste neural también se representa en las Figuras 110, 112 y 114 como una función de frecuencia espacial para facilitar la medición del impacto de la potencia positiva diseñada en el centro de la lente en la función de transferencia óptica. En los ejemplos ilustrados en estas figuras, la caída en la modulación de la parte real de la función de transferencia óptica como una función de las frecuencias espaciales se comparó con la función de sensibilidad de contraste neural para medir el impacto en la visión. Como se muestra en las Figuras 110, 112 y 114, la adición de potencia positiva que varía de +3D a +10D si se limita a 0,5 mm de diámetro de media cuerda de la zona óptica de la lente, la caída en la transferencia de contraste/modulación para la frecuencia espacial media (es decir, 15 ciclos/grado) es 0,8. En contraste, cuando la adición del positivo varía de +3D a +10D es mayor que 0,5 mm o 0,75 mm de la media cuerda, entonces la caída en la transferencia de contraste/modulación para frecuencias espaciales medias (es decir, ciclos/grado) es 0,6. En consecuencia, en algunos ejemplos, los perfiles de potencia pueden optimizarse para tener menos impacto en la función de transferencia óptica seleccionando grados variables de potencia positiva que oscila de +3D a +10D en anchuras de zona que oscilan de 0,25 mm a 1 mm de la media cuerda de la lente. Dicho ejemplo puede incluir otra característica tratada en la presente descripción.

Ciertos ejemplos pueden tener perfiles de potencia que incluyen combinaciones apropiadas de los perfiles de potencia descritos en la presente memoria, por ejemplo, los perfiles de potencia descritos en las secciones 22(i), sección 22 (ii) o sección 22 (iii). En algunas combinaciones, el perfil de potencia puede tener también grados variables de potencia positiva adicional que oscila de +3D a +10D respecto a la potencia de prescripción en un intervalo apropiado de la media cuerda de la zona óptica. Por ejemplo, en algunos ejemplos, el intervalo apropiado en la media cuerda de la zona óptica puede ser uno de los siguientes: 0 a 0,25 mm, 0 a 0,5 mm o 0 a 0,75 mm. Dichas combinaciones pueden proporcionar una visión aceptable y/o efecto fantasma mínimo para al menos un subconjunto de una población.

Algunos ejemplos pueden estar dirigidos a lentes, métodos y/o dispositivos que comprenden: un eje óptico; un perfil de potencia con transiciones entre máximos y sus mínimos adyacentes, en donde el máximo está dentro de los 0,2 mm, y el mínimo adyacente está dentro de al menos 0,3, 0,4, 0,5, 0,6, 0,7, 0,8, 0,9 o 1 mm, la distancia desde el centro de una zona óptica de la lente, la zona de transición entre el máximo y su mínimo adyacente puede ser continuo, sustancialmente continuo, regular, sustancialmente regular, discontinuo o ciertas combinaciones de los mismos; la amplitud de la zona de transición entre el máximo y su mínimo adyacente es al menos +2 D, +2,25 D, +2,5 D, +2,75 D, +3 D, +3,25 D, +3,5 D, +4 D, +4,5 D, +5 D, +5,5 D, +6 D, +6,5 D, +7 D, +7,5 D, +8 D, +8,5 D, +9 D, +9,5 D o +10 D.

Apéndice A - Combinaciones de ejemplo de aberración esférica

Combinación	C(2,0)	C(4,0)	C(6,0)	C(8,0)	C(10,0)	C(12,0)	C(14,0)	C(16,0)	C(18,0)	C(20,0)
sin aberr	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	0	-0.125	-0.075	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
2	0	-0.100	-0.075	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
3	0	-0.100	-0.025	0.025	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
4	0	-0.100	0.025	0.075	0.025	0.025	0.025	0.025	0.025	0.000
5	0	-0.075	-0.075	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
6	0	-0.075	-0.025	0.050	0.000	-0.025	-0.025	0.000	0.025	0.000
7	0	-0.050	-0.075	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
8	0	-0.050	-0.050	0.050	0.025	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000

ES 2 979 070 T3

9	0	-0.050	-0.025	0.050	0.000	-0.025	-0.025	0.000	0.025	0.025
10	0	-0.025	-0.075	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
11	0	-0.025	-0.025	0.050	0.025	-0.025	-0.025	0.000	0.025	0.025
12	0	0.000	-0.075	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
13	0	0.000	-0.075	0.050	0.025	0.000	0.025	0.000	-0.025	0.000
14	0	0.000	-0.050	0.000	-0.025	-0.025	0.025	0.025	-0.025	-0.025
15	0	0.000	-0.050	0.050	0.025	-0.025	-0.025	-0.025	0.000	0.025
16	0	0.000	-0.025	0.075	0.000	-0.025	0.025	0.025	0.025	0.025
17	0	0.025	-0.075	0.000	-0.025	-0.025	0.025	0.025	0.000	0.000
18	0	0.025	-0.075	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
19	0	0.025	-0.075	0.025	0.025	-0.025	-0.025	-0.025	0.000	0.025
20	0	0.025	-0.075	0.050	0.025	-0.025	-0.025	-0.025	0.000	0.000
21	0	0.025	-0.050	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
22	0	0.025	-0.050	0.050	0.000	-0.025	-0.025	0.000	0.025	0.025
23	0	0.025	-0.050	0.050	0.025	0.000	0.000	-0.025	-0.025	0.000
24	0	0.025	-0.025	0.075	0.000	-0.025	0.025	0.025	0.025	0.025
25	0	0.050	-0.075	0.000	0.000	-0.025	0.000	0.000	0.025	0.025
26	0	0.050	-0.075	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
27	0	0.050	-0.075	0.025	0.025	-0.025	0.000	0.000	-0.025	0.000
28	0	0.050	-0.075	0.025	0.025	-0.025	0.000	0.000	0.025	0.025
29	0	0.050	-0.075	0.025	0.025	0.000	0.000	-0.025	-0.025	0.000
30	0	0.050	-0.075	0.025	0.025	0.000	0.025	0.025	0.025	0.025
31	0	0.050	-0.050	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
32	0	0.050	-0.025	-0.025	-0.025	-0.025	0.025	0.025	0.000	-0.025
33	0	0.050	-0.025	0.075	0.025	-0.025	0.025	0.025	0.025	0.025
34	0	0.075	0.050	-0.025	-0.025	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
35	0	0.075	-0.075	-0.025	-0.025	0.000	0.025	0.000	0.000	0.000
36	0	0.075	-0.075	-0.025	0.000	0.000	0.025	0.025	0.000	0.000
37	0	0.075	-0.075	0.000	0.000	-0.025	-0.025	0.000	0.000	0.000
38	0	0.075	-0.075	0.000	0.000	-0.025	0.000	0.000	0.000	0.000
39	0	0.075	-0.075	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
40	0	0.075	-0.075	0.000	0.025	-0.025	-0.025	0.000	0.000	0.000
41	0	0.075	-0.075	0.000	0.025	-0.025	0.000	0.000	0.000	0.000
42	0	0.075	-0.050	-0.050	-0.025	0.000	0.000	0.025	0.000	-0.025
43	0	0.075	-0.050	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000

ES 2 979 070 T3

44	0	0.075	-0.025	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
45	0	0.075	-0.025	0.050	0.000	-0.025	0.025	0.025	0.000	0.000
46	0	0.100	-0.075	-0.050	-0.025	0.000	0.025	0.025	-0.025	-0.025
47	0	0.100	-0.075	-0.050	0.000	0.000	0.025	0.025	-0.025	-0.025
48	0	0.100	-0.075	-0.025	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
49	0	0.100	-0.075	-0.025	0.000	0.000	0.025	0.000	0.000	0.000
50	0	0.100	-0.075	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
51	0	0.100	-0.075	0.000	0.025	-0.025	-0.025	0.025	0.025	0.000
52	0	0.100	-0.050	-0.050	-0.025	0.000	-0.025	-0.025	-0.025	-0.025
53	0	0.100	-0.050	-0.025	-0.025	-0.025	0.025	0.000	-0.025	0.000
54	0	0.100	-0.050	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
55	0	0.100	-0.050	0.000	0.000	0.000	0.025	0.025	0.000	0.000
56	0	0.100	-0.050	0.000	0.000	0.000	0.025	0.025	0.025	0.025
57	0	0.100	-0.050	0.000	0.025	0.025	0.000	-0.025	-0.025	-0.025
58	0	0.100	-0.025	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
59	0	0.100	-0.025	0.000	0.025	0.025	0.000	-0.025	-0.025	-0.025
60	0	0.100	-0.025	0.025	-0.025	-0.025	0.025	0.025	0.000	0.000
61	0	0.100	0.000	0.000	-0.025	0.000	0.025	0.000	0.000	0.025
62	0	0.100	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
63	0	0.100	0.000	0.050	0.000	-0.025	0.025	0.000	-0.025	0.000
64	0	0.125	-0.075	-0.075	-0.025	0.000	0.025	0.025	-0.025	-0.025
65	0	0.125	-0.075	-0.075	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
66	0	0.125	-0.075	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
67	0	0.125	-0.050	-0.025	-0.025	-0.025	0.000	0.000	0.000	0.000
68	0	0.125	-0.050	-0.025	-0.025	-0.025	0.025	0.000	0.000	0.000
69	0	0.125	-0.050	-0.025	0.000	0.000	0.025	0.025	0.000	0.000
70	0	0.125	-0.050	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
71	0	0.125	-0.050	0.000	0.025	0.025	0.025	0.000	0.000	0.000
72	0	0.125	-0.025	0.000	-0.025	-0.025	0.000	0.000	-0.025	-0.025
73	0	0.125	-0.025	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
74	0	0.125	-0.025	0.025	0.000	-0.025	0.000	0.000	0.000	0.000
75	0	0.125	-0.025	0.025	0.000	0.000	0.025	0.025	0.000	0.000
76	0	0.125	-0.025	0.025	0.025	0.025	-0.025	0.025	0.025	0.025
77	0	0.125	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
78	0	0.125	0.000	0.025	-0.025	-0.025	0.025	0.000	-0.025	-0.025

ES 2 979 070 T3

Apéndice B - RIQ a través del foco para combinaciones de aberración esférica en el Apéndice A

Combinación	-1.50	-1.25	-1.00	-0.75	-0.50	-0.25	0.00	0.25	0.50	0.75	1.00	1.25	1.50
sin aberr	0.024	0.040	0.073	0.148	0.307	0.709	1.000	0.709	0.307	0.148	0.073	0.040	0.024
1	0.089	0.135	0.192	0.243	0.304	0.434	0.606	0.667	0.542	0.329	0.152	0.056	0.021
2	0.084	0.131	0.196	0.265	0.346	0.482	0.643	0.676	0.514	0.281	0.113	0.036	0.012
3	0.028	0.053	0.115	0.258	0.473	0.628	0.648	0.595	0.479	0.310	0.161	0.071	0.028
4	0.039	0.067	0.153	0.313	0.458	0.493	0.477	0.492	0.470	0.361	0.220	0.112	0.052
5	0.082	0.128	0.198	0.281	0.384	0.532	0.675	0.675	0.481	0.236	0.080	0.021	0.006
6	0.100	0.129	0.157	0.246	0.402	0.514	0.542	0.559	0.515	0.338	0.146	0.051	0.024
7	0.083	0.129	0.199	0.289	0.412	0.576	0.704	0.666	0.445	0.196	0.054	0.010	0.002
8	0.069	0.105	0.176	0.305	0.479	0.603	0.614	0.565	0.454	0.262	0.099	0.030	0.010
9	0.124	0.168	0.181	0.212	0.338	0.502	0.579	0.579	0.508	0.319	0.117	0.027	0.016
10	0.089	0.133	0.201	0.293	0.425	0.607	0.730	0.656	0.409	0.161	0.034	0.003	0.001
11	0.104	0.159	0.199	0.247	0.359	0.508	0.581	0.570	0.502	0.326	0.125	0.035	0.023
12	0.098	0.141	0.206	0.293	0.423	0.618	0.749	0.649	0.377	0.134	0.021	0.001	0.002
13	0.157	0.206	0.250	0.282	0.354	0.482	0.542	0.480	0.364	0.232	0.120	0.060	0.032
14	0.092	0.184	0.314	0.371	0.390	0.505	0.592	0.481	0.297	0.204	0.161	0.097	0.041
15	0.153	0.215	0.247	0.261	0.324	0.453	0.533	0.514	0.447	0.307	0.129	0.038	0.025
16	0.152	0.207	0.237	0.260	0.363	0.509	0.531	0.442	0.363	0.265	0.137	0.056	0.029
17	0.158	0.218	0.286	0.308	0.324	0.457	0.611	0.564	0.352	0.181	0.101	0.048	0.011
18	0.111	0.152	0.213	0.293	0.410	0.604	0.754	0.650	0.356	0.113	0.013	0.004	0.004
19	0.168	0.205	0.235	0.285	0.367	0.476	0.539	0.482	0.365	0.253	0.138	0.052	0.023
20	0.161	0.202	0.237	0.282	0.361	0.468	0.518	0.465	0.378	0.267	0.124	0.038	0.019
21	0.081	0.116	0.174	0.255	0.405	0.680	0.878	0.715	0.342	0.093	0.015	0.002	0.001
22	0.151	0.212	0.253	0.256	0.304	0.463	0.584	0.514	0.360	0.223	0.095	0.016	0.003
23	0.153	0.205	0.242	0.255	0.316	0.493	0.638	0.563	0.363	0.201	0.096	0.041	0.023
24	0.159	0.214	0.250	0.256	0.322	0.476	0.548	0.465	0.357	0.251	0.127	0.046	0.021
25	0.158	0.201	0.231	0.253	0.312	0.472	0.648	0.612	0.359	0.141	0.075	0.067	0.043
26	0.126	0.166	0.222	0.293	0.388	0.567	0.739	0.657	0.350	0.099	0.008	0.005	0.006
27	0.161	0.203	0.236	0.253	0.304	0.475	0.648	0.593	0.370	0.190	0.091	0.039	0.015
28	0.164	0.201	0.226	0.253	0.323	0.472	0.604	0.547	0.352	0.197	0.112	0.058	0.031
29	0.171	0.206	0.240	0.274	0.328	0.463	0.608	0.564	0.362	0.193	0.094	0.036	0.012
30	0.171	0.206	0.231	0.259	0.326	0.475	0.626	0.589	0.363	0.150	0.057	0.031	0.015
31	0.097	0.135	0.192	0.268	0.389	0.628	0.848	0.728	0.347	0.078	0.006	0.001	0.003
32	0.074	0.134	0.238	0.370	0.462	0.553	0.624	0.516	0.286	0.156	0.129	0.096	0.052
33	0.159	0.212	0.245	0.251	0.305	0.461	0.564	0.496	0.375	0.264	0.138	0.048	0.019
34	0.022	0.044	0.114	0.279	0.496	0.623	0.634	0.591	0.479	0.310	0.160	0.069	0.030
35	0.161	0.200	0.244	0.318	0.404	0.493	0.584	0.550	0.352	0.162	0.072	0.032	0.009
36	0.151	0.217	0.289	0.353	0.390	0.455	0.568	0.563	0.373	0.173	0.080	0.042	0.013

ES 2 979 070 T3

37	0.151	0.206	0.264	0.304	0.336	0.450	0.630	0.628	0.372	0.127	0.038	0.014	0.004
38	0.164	0.211	0.254	0.279	0.309	0.455	0.681	0.686	0.400	0.126	0.027	0.011	0.005
39	0.142	0.181	0.232	0.292	0.364	0.512	0.699	0.664	0.364	0.097	0.005	0.006	0.008
40	0.155	0.222	0.286	0.331	0.369	0.465	0.601	0.579	0.365	0.172	0.085	0.037	0.008
41	0.151	0.204	0.251	0.282	0.320	0.459	0.661	0.659	0.405	0.163	0.062	0.031	0.018
42	0.118	0.171	0.252	0.367	0.460	0.506	0.539	0.496	0.329	0.166	0.098	0.069	0.035
43	0.115	0.156	0.212	0.283	0.376	0.563	0.784	0.729	0.371	0.080	0.001	0.003	0.005
44	0.086	0.126	0.186	0.272	0.392	0.602	0.826	0.761	0.391	0.094	0.012	0.005	0.001
45	0.153	0.203	0.257	0.284	0.316	0.452	0.609	0.566	0.367	0.207	0.104	0.035	0.011
46	0.180	0.256	0.316	0.408	0.497	0.493	0.427	0.336	0.212	0.122	0.109	0.104	0.064
47	0.171	0.253	0.325	0.407	0.458	0.443	0.429	0.400	0.289	0.173	0.131	0.112	0.066
48	0.151	0.211	0.281	0.358	0.417	0.470	0.566	0.585	0.397	0.155	0.035	0.004	0.004
49	0.155	0.203	0.255	0.330	0.407	0.472	0.560	0.561	0.375	0.168	0.075	0.042	0.018
50	0.159	0.197	0.240	0.289	0.339	0.449	0.636	0.663	0.396	0.110	0.005	0.007	0.009
51	0.185	0.272	0.360	0.392	0.353	0.357	0.461	0.486	0.330	0.168	0.108	0.077	0.037
52	0.096	0.141	0.222	0.351	0.472	0.508	0.515	0.524	0.412	0.196	0.057	0.024	0.021
53	0.158	0.206	0.242	0.306	0.392	0.462	0.534	0.533	0.381	0.208	0.116	0.063	0.025
54	0.134	0.177	0.231	0.296	0.365	0.494	0.694	0.710	0.409	0.101	0.001	0.004	0.007
55	0.152	0.204	0.259	0.316	0.366	0.464	0.626	0.630	0.369	0.110	0.031	0.028	0.016
56	0.161	0.207	0.253	0.290	0.338	0.458	0.619	0.607	0.360	0.117	0.033	0.027	0.022
57	0.143	0.197	0.268	0.357	0.426	0.471	0.522	0.486	0.298	0.128	0.086	0.078	0.044
58	0.105	0.151	0.214	0.299	0.398	0.542	0.721	0.717	0.423	0.123	0.017	0.003	0.003
59	0.110	0.169	0.259	0.371	0.457	0.518	0.571	0.515	0.302	0.113	0.068	0.073	0.053
60	0.158	0.202	0.246	0.308	0.374	0.455	0.553	0.536	0.366	0.196	0.093	0.030	0.008
61	0.118	0.160	0.205	0.284	0.407	0.520	0.588	0.569	0.421	0.224	0.088	0.026	0.007
62	0.076	0.119	0.189	0.297	0.437	0.593	0.722	0.683	0.425	0.165	0.053	0.021	0.006
63	0.156	0.207	0.243	0.258	0.318	0.460	0.563	0.511	0.364	0.236	0.140	0.075	0.044
64	0.194	0.280	0.335	0.402	0.502	0.516	0.402	0.272	0.179	0.124	0.113	0.113	0.086
65	0.155	0.251	0.353	0.432	0.463	0.418	0.355	0.368	0.387	0.303	0.163	0.062	0.021
66	0.175	0.210	0.246	0.284	0.316	0.385	0.554	0.643	0.439	0.141	0.009	0.008	0.010
67	0.163	0.214	0.265	0.328	0.402	0.466	0.529	0.536	0.389	0.186	0.072	0.031	0.009
68	0.163	0.201	0.232	0.294	0.397	0.476	0.522	0.506	0.365	0.192	0.103	0.062	0.031
69	0.157	0.220	0.281	0.355	0.428	0.468	0.519	0.533	0.375	0.160	0.065	0.050	0.032
70	0.153	0.198	0.248	0.304	0.354	0.431	0.590	0.664	0.449	0.143	0.010	0.005	0.008
71	0.153	0.201	0.261	0.343	0.412	0.458	0.535	0.552	0.372	0.143	0.051	0.040	0.024
72	0.151	0.207	0.259	0.316	0.391	0.466	0.517	0.487	0.353	0.210	0.114	0.042	0.006
73	0.126	0.176	0.241	0.320	0.401	0.489	0.609	0.645	0.446	0.168	0.033	0.005	0.004
74	0.161	0.203	0.237	0.270	0.333	0.456	0.608	0.618	0.406	0.179	0.081	0.038	0.010
75	0.159	0.202	0.243	0.289	0.349	0.456	0.592	0.584	0.367	0.145	0.046	0.010	0.003
76	0.076	0.148	0.260	0.351	0.375	0.411	0.515	0.518	0.321	0.134	0.082	0.053	0.008

ES 2 979 070 T3

77	0.096	0.147	0.224	0.329	0.451	0.554	0.619	0.595	0.422	0.202	0.074	0.027	0.007
78	0.160	0.216	0.272	0.318	0.372	0.434	0.455	0.411	0.344	0.276	0.169	0.060	0.018

Apéndice C - Combinaciones de ejemplo de aberración esférica

Combinación	C(2,0)	C(4,0)	C(6,0)	C(8,0)	C(10,0)	C(12,0)	C(14,0)	C(16,0)	C(18,0)	C(20,0)
sin aberr	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
101	0	-0.125	-0.075	0.000	0.025	-0.025	-0.025	0.025	0.000	-0.025
102	0	-0.125	-0.050	0.000	0.025	0.000	-0.025	0.025	0.000	-0.025
103	0	-0.125	-0.050	0.000	0.025	0.000	-0.025	0.025	0.025	-0.025
104	0	-0.125	-0.050	0.025	0.025	-0.025	-0.025	0.025	0.000	-0.025
105	0	-0.125	-0.050	0.050	0.025	-0.025	0.000	0.025	-0.025	-0.025
106	0	-0.125	-0.050	0.050	0.025	-0.025	0.025	0.000	0.000	0.025
107	0	-0.125	-0.025	-0.025	0.025	0.025	-0.025	0.000	0.025	0.000
108	0	-0.125	-0.025	0.000	0.000	0.025	-0.025	-0.025	0.025	0.025
109	0	-0.125	-0.025	0.000	0.000	0.025	0.000	-0.025	0.025	0.025
110	0	-0.125	-0.025	0.000	0.025	0.025	-0.025	-0.025	0.025	0.000
111	0	-0.125	-0.025	0.000	0.025	0.025	-0.025	0.000	0.025	0.000
112	0	-0.125	-0.025	0.000	0.025	0.025	-0.025	0.025	0.025	0.000
113	0	-0.125	-0.025	0.025	0.025	0.000	-0.025	0.025	0.025	-0.025
114	0	-0.125	-0.025	0.075	0.025	-0.025	0.025	0.000	0.000	0.025
115	0	-0.125	0.000	0.050	0.025	0.000	-0.025	0.025	0.025	-0.025
116	0	-0.125	0.000	0.075	0.025	-0.025	-0.025	0.025	0.000	-0.025
117	0	-0.125	0.050	0.075	0.025	0.025	0.000	0.000	0.000	-0.025
118	0	-0.125	0.075	0.075	-0.025	0.000	-0.025	-0.025	0.000	0.000
119	0	-0.100	-0.075	-0.050	0.025	0.025	-0.025	-0.025	0.025	0.025
120	0	-0.100	-0.050	-0.050	0.025	0.025	-0.025	-0.025	0.025	0.025
121	0	-0.100	-0.050	-0.025	0.025	0.025	-0.025	-0.025	0.025	0.025
122	0	-0.100	-0.025	-0.050	0.025	0.025	-0.025	-0.025	0.025	0.000
123	0	-0.100	-0.025	-0.025	0.000	0.025	-0.025	-0.025	0.025	0.025
124	0	-0.100	-0.025	-0.025	0.025	0.025	-0.025	-0.025	0.025	0.000
125	0	-0.100	0.050	0.075	-0.025	-0.025	-0.025	-0.025	-0.025	0.000
126	0	-0.100	0.075	0.075	-0.025	0.000	-0.025	-0.025	0.000	0.000
127	0	-0.100	0.075	0.075	0.000	0.000	-0.025	-0.025	-0.025	-0.025
128	0	-0.100	0.075	0.075	0.000	0.000	-0.025	-0.025	0.000	-0.025
129	0	-0.075	0.025	0.075	0.025	-0.025	-0.025	0.025	-0.025	-0.025
130	0	-0.075	0.050	0.075	-0.025	-0.025	0.000	-0.025	0.000	0.025
131	0	-0.075	0.050	0.075	-0.025	-0.025	0.025	0.000	0.025	0.025
132	0	-0.075	0.050	0.075	0.025	-0.025	-0.025	0.000	-0.025	-0.025
133	0	-0.075	0.050	0.075	0.025	0.000	-0.025	0.025	0.000	-0.025
134	0	-0.075	0.075	0.075	-0.025	-0.025	-0.025	-0.025	0.000	0.000

ES 2 979 070 T3

135	0	-0.075	0.075	0.075	-0.025	-0.025	-0.025	-0.025	0.000	0.025
136	0	-0.075	0.075	0.075	-0.025	-0.025	0.000	-0.025	0.025	0.025
137	0	-0.075	0.075	0.075	-0.025	-0.025	0.000	0.000	0.000	0.025
138	0	-0.075	0.075	0.075	-0.025	-0.025	0.025	0.000	0.000	0.025
139	0	-0.075	0.075	0.075	-0.025	-0.025	0.025	0.000	0.025	0.025
140	0	-0.050	-0.050	-0.075	0.025	0.025	-0.025	0.000	0.000	0.000
141	0	-0.050	0.050	0.075	-0.025	-0.025	0.000	-0.025	0.000	0.025
142	0	-0.050	0.050	0.075	-0.025	-0.025	0.000	-0.025	0.025	0.025
143	0	-0.050	0.050	0.075	0.025	-0.025	-0.025	0.025	-0.025	-0.025
144	0	-0.050	0.075	0.075	-0.025	-0.025	-0.025	-0.025	0.025	0.025
145	0	-0.050	0.075	0.075	-0.025	-0.025	0.025	0.000	0.000	0.025
146	0	-0.050	0.075	0.075	-0.025	-0.025	0.025	0.000	0.025	0.025
147	0	-0.025	0.075	0.075	-0.025	-0.025	0.025	0.000	0.000	0.025
148	0	-0.025	0.075	0.075	-0.025	-0.025	0.025	0.000	0.025	0.025
149	0	0.000	0.075	0.075	-0.025	-0.025	0.025	0.000	0.000	0.025
150	0	0.000	0.075	0.075	-0.025	-0.025	0.025	0.000	0.025	0.025
151	0	0.025	-0.050	-0.075	0.025	0.025	0.025	0.025	-0.025	-0.025
152	0	0.050	0.075	-0.050	-0.025	0.025	-0.025	-0.025	-0.025	-0.025
153	0	0.075	0.075	-0.050	0.000	0.025	-0.025	-0.025	-0.025	-0.025
154	0	0.100	0.050	-0.075	-0.025	0.000	-0.025	0.025	0.000	0.000
155	0	0.100	0.050	-0.075	-0.025	0.025	0.000	0.025	0.000	-0.025
156	0	0.100	0.050	-0.075	-0.025	0.025	0.025	0.025	0.025	0.000
157	0	0.100	0.050	-0.075	0.000	0.025	0.000	0.000	-0.025	-0.025
158	0	0.100	0.075	-0.075	-0.025	0.000	-0.025	0.000	0.000	0.000
159	0	0.100	0.075	-0.075	-0.025	0.025	0.000	0.025	0.025	0.000
160	0	0.100	0.075	-0.075	-0.025	0.025	0.025	0.025	0.025	0.025
161	0	0.125	0.050	-0.075	0.000	-0.025	-0.025	0.000	0.000	0.000
162	0	0.125	0.075	-0.075	-0.025	0.000	-0.025	-0.025	0.000	0.000
163	0	0.125	0.075	-0.075	-0.025	0.000	-0.025	0.000	0.000	0.000
164	0	0.125	0.075	-0.050	0.000	0.000	-0.025	0.000	-0.025	-0.025
165	0	0.125	0.075	-0.050	0.000	0.000	-0.025	0.000	-0.025	0.000
166	0	0.125	0.075	-0.050	0.000	0.000	-0.025	0.000	0.000	0.000
167	0	0.125	0.075	-0.050	0.000	0.000	-0.025	0.000	0.025	0.025

Apéndice D: RIQ a través del foco para combinaciones de aberración esférica en el Apéndice C

Combinación	-1.50	-1.25	-1.00	-0.75	-0.50	-0.25	0.00	0.25	0.50	0.75	1.00	1.25	1.50
sin aberr	0.024	0.040	0.073	0.148	0.307	0.709	1.000	0.709	0.307	0.148	0.073	0.040	0.024
101	0.071	0.102	0.206	0.371	0.466	0.446	0.409	0.397	0.365	0.305	0.236	0.171	0.114
102	0.075	0.113	0.213	0.357	0.421	0.407	0.430	0.459	0.402	0.301	0.220	0.160	0.110
103	0.071	0.106	0.224	0.382	0.431	0.388	0.385	0.405	0.374	0.309	0.238	0.173	0.120

ES 2 979 070 T3

104	0.045	0.079	0.216	0.430	0.524	0.446	0.376	0.385	0.383	0.326	0.240	0.161	0.106
105	0.043	0.075	0.203	0.427	0.551	0.478	0.377	0.355	0.350	0.314	0.242	0.160	0.101
106	0.045	0.108	0.230	0.382	0.459	0.413	0.366	0.386	0.382	0.312	0.221	0.151	0.109
107	0.032	0.091	0.212	0.323	0.360	0.391	0.463	0.483	0.407	0.317	0.255	0.198	0.141
108	0.044	0.109	0.239	0.330	0.354	0.389	0.444	0.462	0.422	0.347	0.264	0.183	0.111
109	0.029	0.106	0.231	0.314	0.358	0.427	0.489	0.478	0.403	0.321	0.251	0.176	0.107
110	0.028	0.098	0.234	0.343	0.359	0.364	0.439	0.503	0.447	0.324	0.232	0.168	0.109
111	0.033	0.093	0.221	0.343	0.385	0.402	0.469	0.514	0.446	0.326	0.234	0.168	0.113
112	0.049	0.091	0.202	0.327	0.384	0.405	0.450	0.467	0.400	0.303	0.223	0.163	0.116
113	0.048	0.082	0.211	0.400	0.476	0.408	0.365	0.391	0.387	0.325	0.239	0.167	0.118
114	0.044	0.095	0.211	0.386	0.486	0.426	0.358	0.375	0.370	0.305	0.231	0.167	0.119
115	0.053	0.096	0.212	0.360	0.420	0.374	0.361	0.416	0.420	0.340	0.239	0.164	0.119
116	0.067	0.121	0.220	0.342	0.392	0.355	0.361	0.434	0.455	0.389	0.277	0.169	0.101
117	0.039	0.095	0.206	0.321	0.369	0.365	0.383	0.422	0.418	0.358	0.268	0.180	0.120
118	0.061	0.120	0.212	0.315	0.388	0.387	0.350	0.353	0.365	0.344	0.304	0.244	0.168
119	0.065	0.127	0.213	0.309	0.364	0.393	0.432	0.436	0.395	0.342	0.269	0.183	0.111
120	0.040	0.098	0.211	0.322	0.354	0.366	0.412	0.425	0.391	0.355	0.296	0.204	0.125
121	0.039	0.104	0.236	0.352	0.374	0.383	0.441	0.469	0.426	0.351	0.264	0.173	0.102
122	0.028	0.085	0.205	0.324	0.362	0.371	0.405	0.413	0.372	0.322	0.267	0.194	0.125
123	0.039	0.083	0.201	0.313	0.367	0.431	0.486	0.458	0.392	0.348	0.288	0.192	0.105
124	0.020	0.075	0.204	0.339	0.396	0.417	0.452	0.459	0.403	0.317	0.242	0.172	0.107
125	0.044	0.096	0.203	0.327	0.395	0.383	0.359	0.389	0.423	0.393	0.304	0.194	0.101
126	0.057	0.106	0.205	0.327	0.410	0.411	0.368	0.358	0.369	0.346	0.293	0.224	0.147
127	0.038	0.087	0.200	0.338	0.402	0.383	0.367	0.388	0.397	0.359	0.282	0.194	0.123
128	0.037	0.097	0.206	0.319	0.378	0.380	0.379	0.396	0.381	0.319	0.250	0.188	0.134
129	0.053	0.097	0.219	0.353	0.404	0.378	0.365	0.397	0.395	0.323	0.235	0.163	0.112
130	0.050	0.106	0.211	0.342	0.446	0.474	0.421	0.381	0.381	0.347	0.267	0.179	0.109
131	0.058	0.121	0.201	0.302	0.420	0.465	0.419	0.397	0.393	0.330	0.238	0.161	0.104
132	0.025	0.082	0.215	0.346	0.385	0.372	0.406	0.470	0.463	0.365	0.248	0.158	0.104
133	0.059	0.103	0.205	0.318	0.370	0.369	0.394	0.451	0.437	0.328	0.219	0.151	0.109
134	0.045	0.095	0.210	0.336	0.389	0.380	0.383	0.424	0.441	0.388	0.295	0.199	0.116
135	0.046	0.094	0.209	0.331	0.379	0.374	0.371	0.392	0.413	0.383	0.303	0.207	0.121
136	0.048	0.102	0.208	0.326	0.393	0.391	0.358	0.355	0.377	0.356	0.289	0.213	0.142
137	0.028	0.082	0.201	0.325	0.378	0.368	0.367	0.418	0.461	0.422	0.319	0.200	0.103
138	0.024	0.083	0.205	0.344	0.424	0.411	0.371	0.380	0.404	0.376	0.299	0.206	0.126
139	0.036	0.107	0.214	0.316	0.387	0.398	0.373	0.388	0.408	0.363	0.278	0.191	0.120
140	0.067	0.117	0.201	0.311	0.384	0.416	0.461	0.485	0.422	0.312	0.219	0.151	0.102
141	0.055	0.105	0.215	0.361	0.464	0.483	0.431	0.379	0.364	0.333	0.256	0.169	0.101
142	0.075	0.131	0.218	0.317	0.399	0.438	0.415	0.382	0.374	0.331	0.245	0.168	0.110
143	0.052	0.090	0.204	0.350	0.411	0.382	0.371	0.406	0.398	0.313	0.222	0.161	0.118

ES 2 979 070 T3

144	0.078	0.118	0.208	0.319	0.381	0.398	0.405	0.407	0.399	0.353	0.273	0.194	0.124
145	0.028	0.086	0.212	0.359	0.437	0.421	0.381	0.386	0.403	0.368	0.286	0.192	0.116
146	0.036	0.105	0.226	0.341	0.402	0.405	0.382	0.390	0.405	0.360	0.269	0.179	0.109
147	0.035	0.092	0.218	0.372	0.454	0.434	0.387	0.383	0.391	0.352	0.272	0.183	0.111
148	0.042	0.104	0.231	0.363	0.423	0.415	0.388	0.386	0.392	0.348	0.260	0.171	0.104
149	0.046	0.102	0.223	0.381	0.471	0.449	0.391	0.374	0.371	0.329	0.255	0.177	0.110
150	0.053	0.107	0.230	0.378	0.449	0.430	0.391	0.375	0.370	0.328	0.249	0.168	0.104
151	0.087	0.139	0.218	0.318	0.389	0.428	0.447	0.425	0.379	0.315	0.228	0.150	0.103
152	0.048	0.099	0.206	0.320	0.374	0.384	0.417	0.463	0.443	0.336	0.220	0.154	0.125
153	0.042	0.095	0.205	0.324	0.375	0.387	0.427	0.466	0.430	0.318	0.209	0.153	0.130
154	0.075	0.124	0.201	0.316	0.436	0.454	0.387	0.368	0.367	0.303	0.217	0.152	0.104
155	0.072	0.118	0.205	0.348	0.488	0.481	0.376	0.359	0.381	0.320	0.222	0.157	0.118
156	0.040	0.096	0.200	0.357	0.504	0.508	0.407	0.366	0.363	0.301	0.213	0.155	0.119
157	0.047	0.097	0.202	0.355	0.455	0.420	0.357	0.393	0.426	0.345	0.223	0.156	0.132
158	0.053	0.110	0.206	0.316	0.403	0.413	0.369	0.385	0.428	0.385	0.276	0.183	0.122
159	0.071	0.127	0.209	0.315	0.415	0.418	0.355	0.370	0.417	0.368	0.260	0.175	0.126
160	0.050	0.107	0.206	0.329	0.429	0.429	0.363	0.363	0.389	0.335	0.236	0.164	0.125
161	0.056	0.121	0.211	0.304	0.386	0.420	0.400	0.393	0.387	0.319	0.226	0.161	0.121
162	0.055	0.122	0.222	0.313	0.355	0.361	0.363	0.401	0.449	0.410	0.285	0.170	0.107
163	0.063	0.129	0.233	0.335	0.403	0.411	0.363	0.354	0.400	0.387	0.291	0.189	0.118
164	0.062	0.106	0.202	0.330	0.412	0.421	0.394	0.375	0.371	0.348	0.275	0.177	0.105
165	0.050	0.107	0.217	0.345	0.423	0.426	0.379	0.351	0.361	0.332	0.240	0.151	0.101
166	0.047	0.105	0.201	0.312	0.411	0.459	0.438	0.418	0.420	0.366	0.262	0.173	0.112
167	0.053	0.119	0.210	0.307	0.405	0.466	0.447	0.416	0.394	0.311	0.212	0.161	0.122

REIVINDICACIONES

1. Un método de fabricación de una lente según un ojo de referencia, comprendiendo la lente:

Un eje óptico;

un perfil de aberración sobre el eje óptico;

5 una distancia focal; y

al menos dos superficies ópticas;

en donde las propiedades ópticas de la lente pueden caracterizarse tras probar por al menos las siguientes propiedades: dos o más aberraciones de alto orden que tienen uno o más de los siguientes componentes: una aberración esférica primaria C(4,0), una aberración esférica secundaria C(6,0), una aberración esférica terciaria C(8,0), una aberración esférica cuaternaria C(10,0), una aberración esférica pentanaria C(12,0), una aberración esférica hexanaria C(14,0), una aberración esférica heptanaria C(16,0), una aberración esférica octanaria C(18,0) y una aberración esférica nonanaria C(20,0); y

en donde el perfil de aberración

cuando se prueba en el ojo de referencia

15 seleccionado de uno o más de los siguientes: un ojo individual, ambos ojos de una persona individual, representación estadística de los ojos de una muestra de una población afectada, un modelo computacional de un ojo y/o un modelo computacional de ojos de una población afectada, la lente que

da como resultado una calidad de imagen retiniana, RIQ, con una pendiente de enfoque a través del foco de manera que la RIQ disminuye en la dirección del crecimiento del ojo;

20 donde la RIQ se determina mediante una relación de Strehl visual medida sustancialmente a lo largo del eje óptico; y la RIQ se mide para el ojo de referencia y se mide a lo largo del eje óptico para al menos un diámetro de pupila en el intervalo de 3 mm a 5 mm, en un intervalo de frecuencia espacial de 0 a 30 ciclos/grado inclusive y en una longitud de onda seleccionada dentro del intervalo de 540 nm a 590 nm inclusive,

25 un perfil de potencia se asocia con el eje óptico y el perfil de potencia tiene una transición entre un máximo y un mínimo, y el máximo está dentro de 0.2 mm del centro de la zona óptica y el mínimo es menor o igual que 0.3 mm de distancia del máximo; en donde la amplitud de la transición entre el máximo y el mínimo es al menos 2.5D,

en donde la transición entre el máximo y el mínimo es uno o más de lo siguiente: continuo, discontinuo, monótono y no monótono.

2. Un método de fabricación de una lente par un ojo según un ojo de referencia, comprendiendo la lente:

30 Un eje óptico;

Un perfil de aberración sobre el eje óptico;

Una distancia focal;

Al menos dos superficies ópticas;

35 En donde las propiedades ópticas de la lente pueden caracterizarse tras probar por al menos las siguientes propiedades: dos o más aberraciones de alto orden que tienen uno o más de los siguientes componentes: una aberración esférica primaria C(4,0), una aberración esférica secundaria C(6,0), una aberración esférica terciaria C(8,0), una aberración esférica cuaternaria C(10,0), una aberración esférica pentanaria C(12,0), una aberración esférica hexanaria C(14,0), una aberración esférica heptanaria C(16,0), una aberración esférica octanaria C(18,0) y una aberración esférica nanonaria C(20,0);

40 El perfil de aberración, cuando se prueba en el ojo de referencia seleccionado de uno o más de lo siguiente: un ojo individual, ambos ojos de una persona individual, representación estadística de los ojos de una muestra de una población afectada, modelo computacional de un ojo o modelo computacional de ojos de una población afectada,

45 Da como resultado una calidad de imagen retiniana a través del foco, RIQ, dentro del intervalo a través del foco, una primera RIQ que es una RIQ máxima y que permanece en o por encima de una segunda RIQ sobre el intervalo a través del foco que incluye la distancia focal; y la primera y segunda RIQ se miden para el ojo de referencia y se mide a lo largo del eje óptico para al menos un diámetro de pupila en el intervalo de 3 mm a 5 mm, sobre un intervalo de frecuencia espacial de 0 a 30 ciclos/grado inclusive, a una longitud de onda seleccionada de dentro del intervalo de 540 nm a 590 nm inclusive,

En donde la RIQ es una medida de uno de los siguientes: una relación de Strehl simple en el dominio espacial, una relación de Strehl simple en el dominio de frecuencia, una relación de Strehl visual en el dominio espacial, una relación de Strehl visual en el dominio de frecuencia, una relación de Strehl visual con función de sensibilidad de contraste ponderada, una relación de beneficio multifocal, una métrica obtenida de un análisis de correlación bidimensional en el dominio espacial, una métrica obtenida de un análisis de correlación bidimensional en el dominio de frecuencia, o el número de inversiones de fase en el dominio de frecuencia

En donde un perfil de potencia se asocia con el eje óptico y el perfil de potencia tiene una transición entre un máximo y un mínimo, y el máximo está dentro de 0.2 mm del centro de la zona óptica y el mínimo es menor o igual que 0.3 mm de distancia del máximo; en donde la amplitud de la transición entre el máximo y el mínimo es al menos 2.5D,

En donde la transición entre el máximo y el mínimo es una o más de las siguientes: continua, discontinua, monótona y no monótona.

3. El método según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 2, en donde la lente se configura adicionalmente para proporcionar uno o más de los siguientes: la RIQ de al menos 0.1 en el intervalo de distancia de cerca, la RIQ de al menos 0.27 en el intervalo de la distancia intermedia y la RIQ de al menos 0.35 en el intervalo de distancia de lejos.

4. El método según la reivindicación 1, en donde la pendiente promediada sobre un campo horizontal o campo vertical de al menos -20° a +20° se adapta para degradarse en la dirección del crecimiento del ojo.

5. El método según una cualquiera de las reivindicaciones 1, o 4, en donde el perfil de aberración proporciona el RIQ con una pendiente a través del foco que se degrada en una dirección del crecimiento del ojo cunado se añade astigmatismo primario o secundario al perfil de aberración

6. El método según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en donde el astigmatismo primario o secundario se añade al perfil de aberración deseado alterando uno o más de los siguientes términos: C(2,-2), C(2,2), C(4,-2), C(4,2), C(6,-2) y/o C(6,2).

7. El método según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en donde la RIQ se caracteriza por:

$$RIQ = \frac{\int_{-f_{min}}^{+f_{max}} CSF(x, y) * (((FT(FT\{A(\rho, \theta) * \exp\left[\frac{2\pi i}{\lambda} * W(\rho, \theta)\right]\})^2)))}{\int_{-f_{min}}^{+f_{max}} CSF(x, y) * (((FT(FT\{A(\rho, \theta) * \exp\left[\frac{2\pi i}{\lambda} * Wdiff(\rho, \theta)\right]\})^2)))}$$

En donde:

Fmin es 0 ciclos/grado y Fmáx es 30 ciclos/grado;

CSF(x, y) denota la función de sensibilidad al contraste

$$CSF(F) = 2.6(0.0192 + 0.114f)e^{-(0.114)^{1.1}f},$$

donde f especifica la frecuencia espacial probada, en el rango de Fmin a Fmáx;

FT denota una transformada rápida de Fourier en 2D;

A(ρ, θ) denota la función de amplitud de la pupila a lo largo del diámetro de la pupila;

W(ρ, θ) indica el frente de onda del caso de prueba medido para i=1 a 20;

$$W(\rho, \theta) = \sum_{i=1}^k a_i Z_i(\rho, \theta)$$

Wdiff(ρ, θ) denota el frente de onda del caso limitado por difracción;

ρ y θ son coordenadas polares normalizadas, donde ρ representa la coordenada radial y θ representa la coordenada angular o acimut; y

λ denota longitud de onda.

8. El método según la reivindicación 2, en donde la primera relación de Strehl visual es de al menos 0,3, y/o la segunda relación de Strehl visual es de al menos 0,1.

9. El método según cualquiera de las reivindicaciones 2 u 8, en donde el intervalo a través del foco es al menos 1.7D.

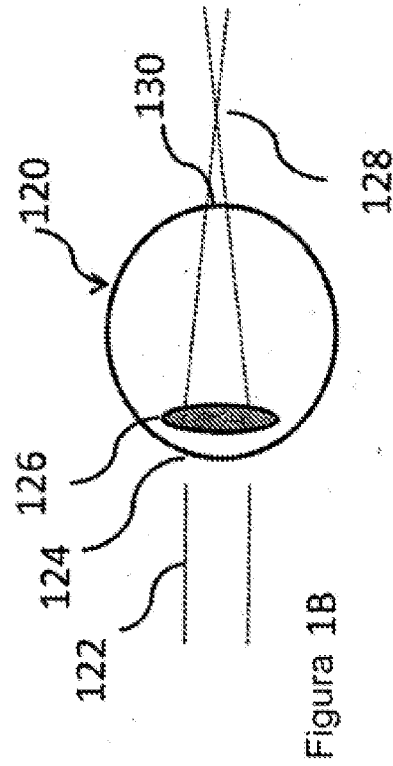
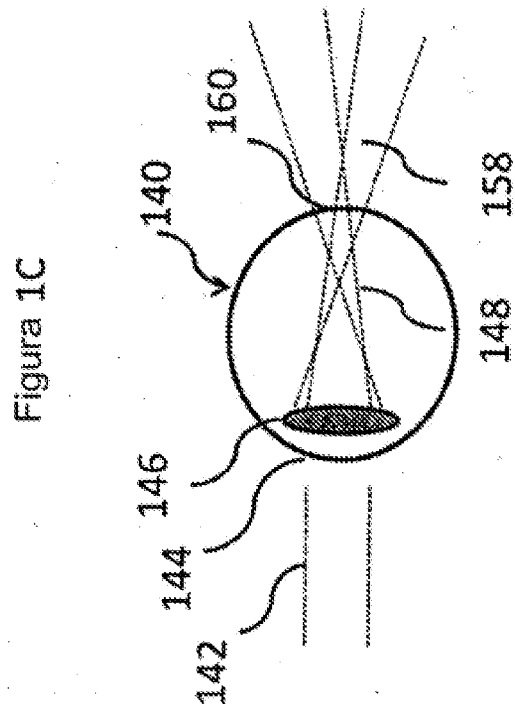
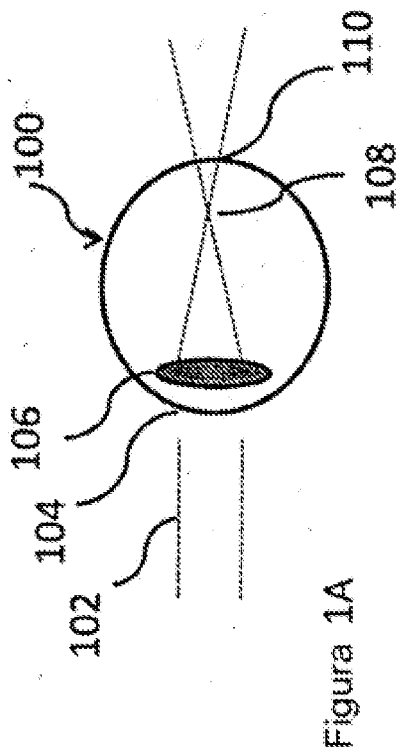


Figure 1

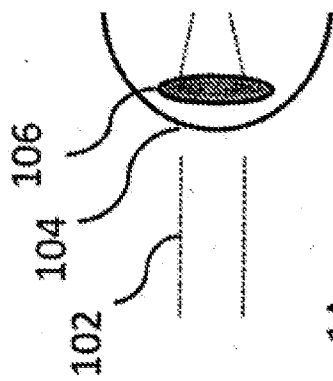


Figure 1A

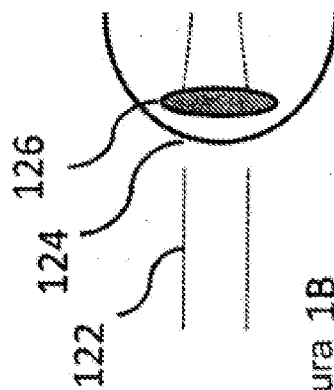


Figure 1B

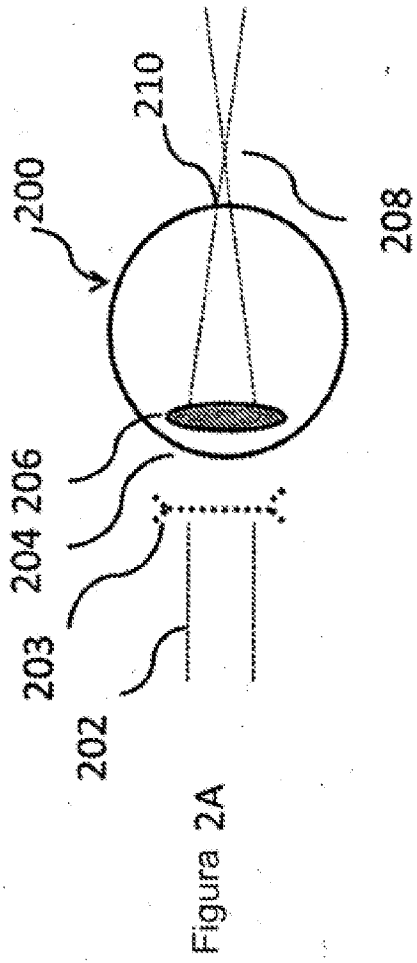


Figure 2A

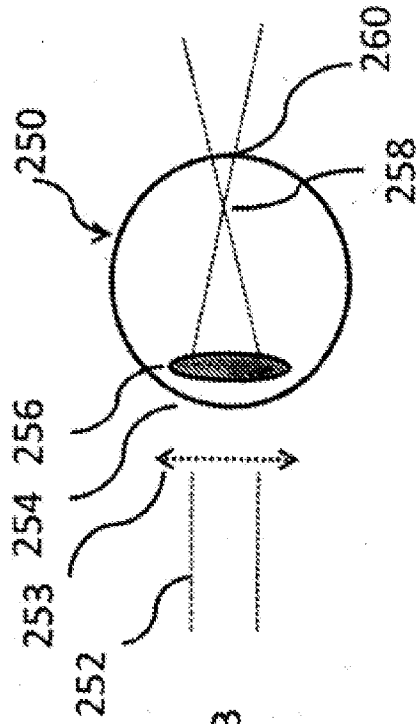


Figure 2B

Figure 2

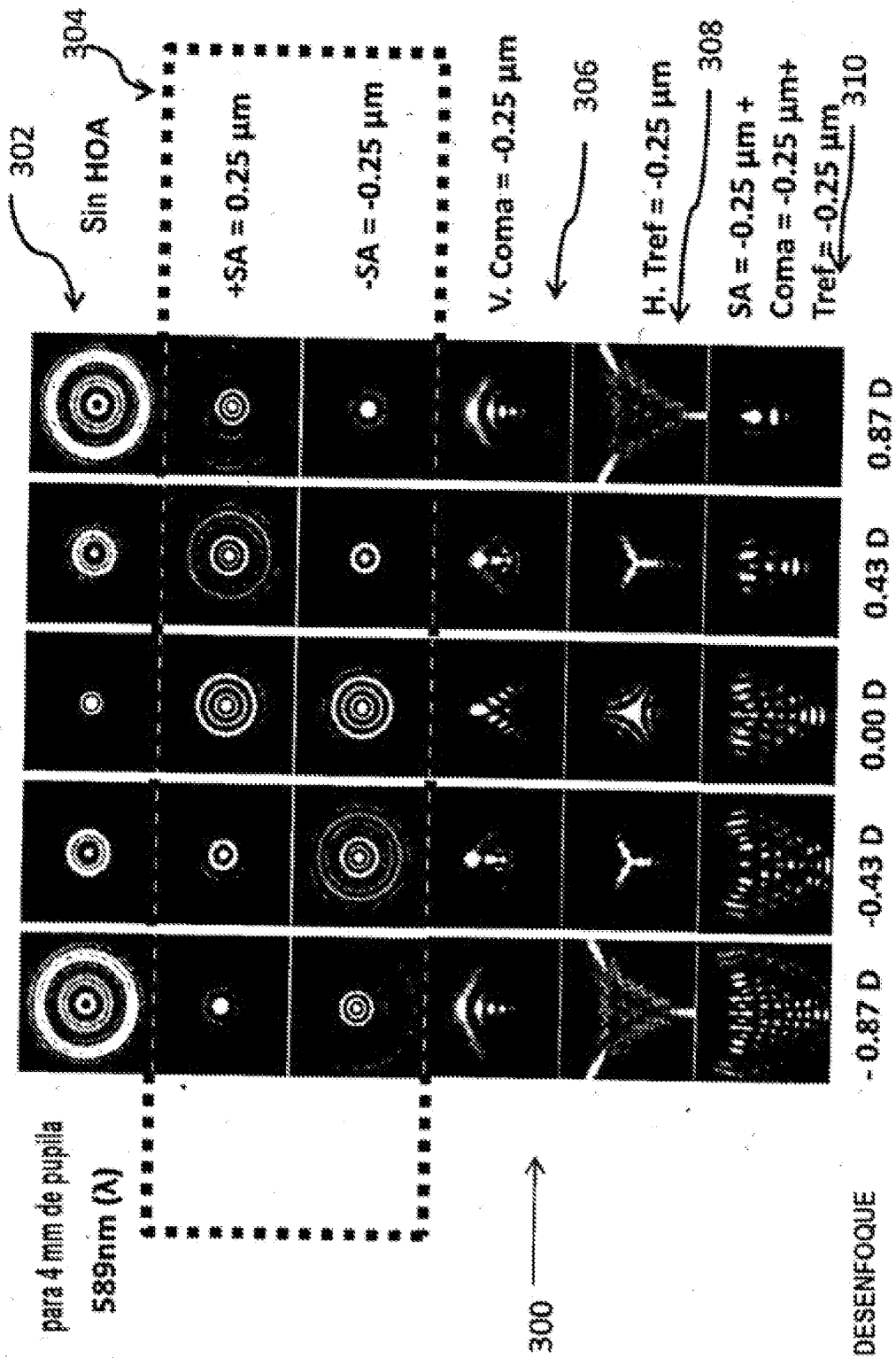


Figura 3

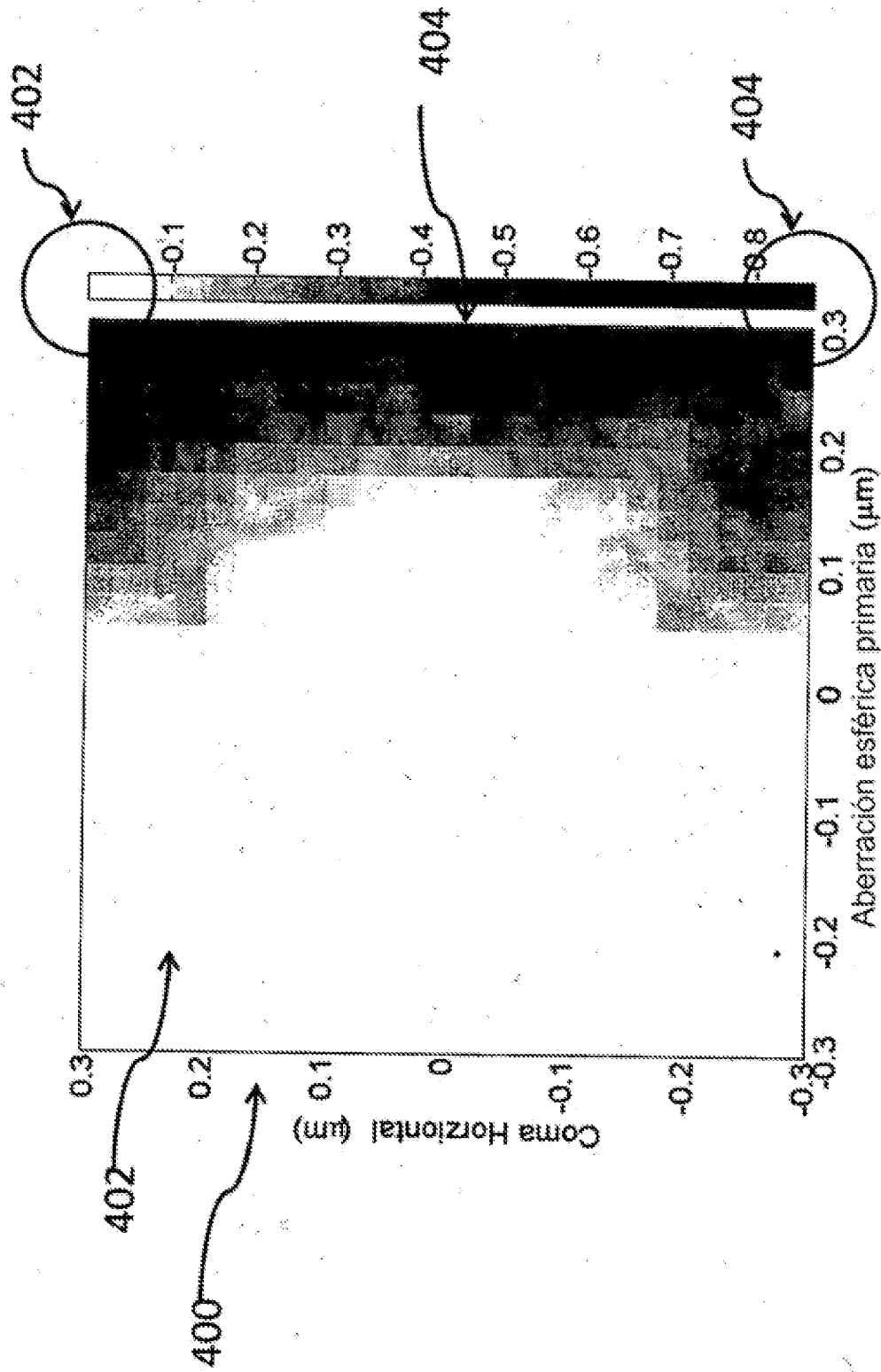


Figura 4

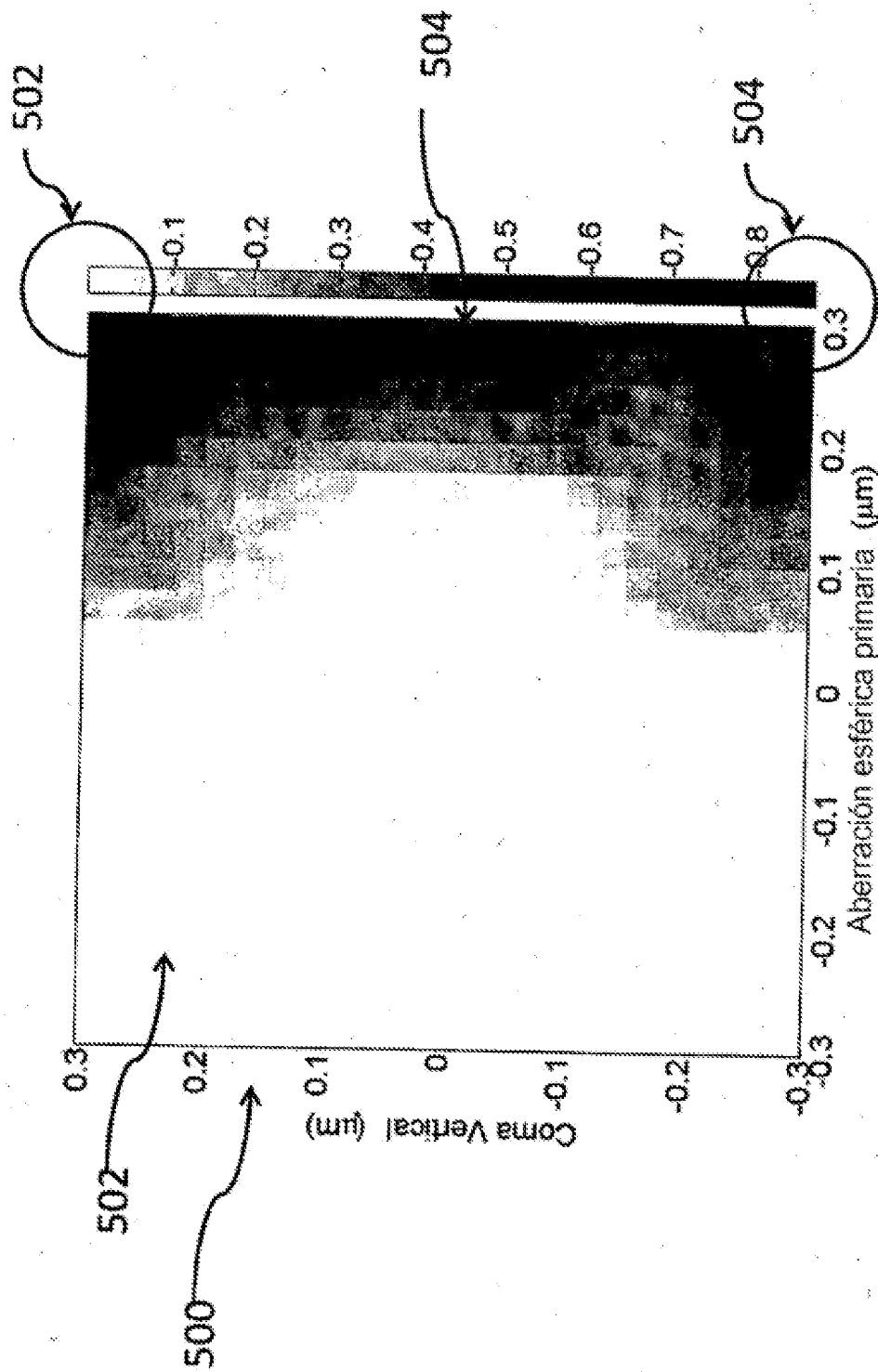


Figura 5

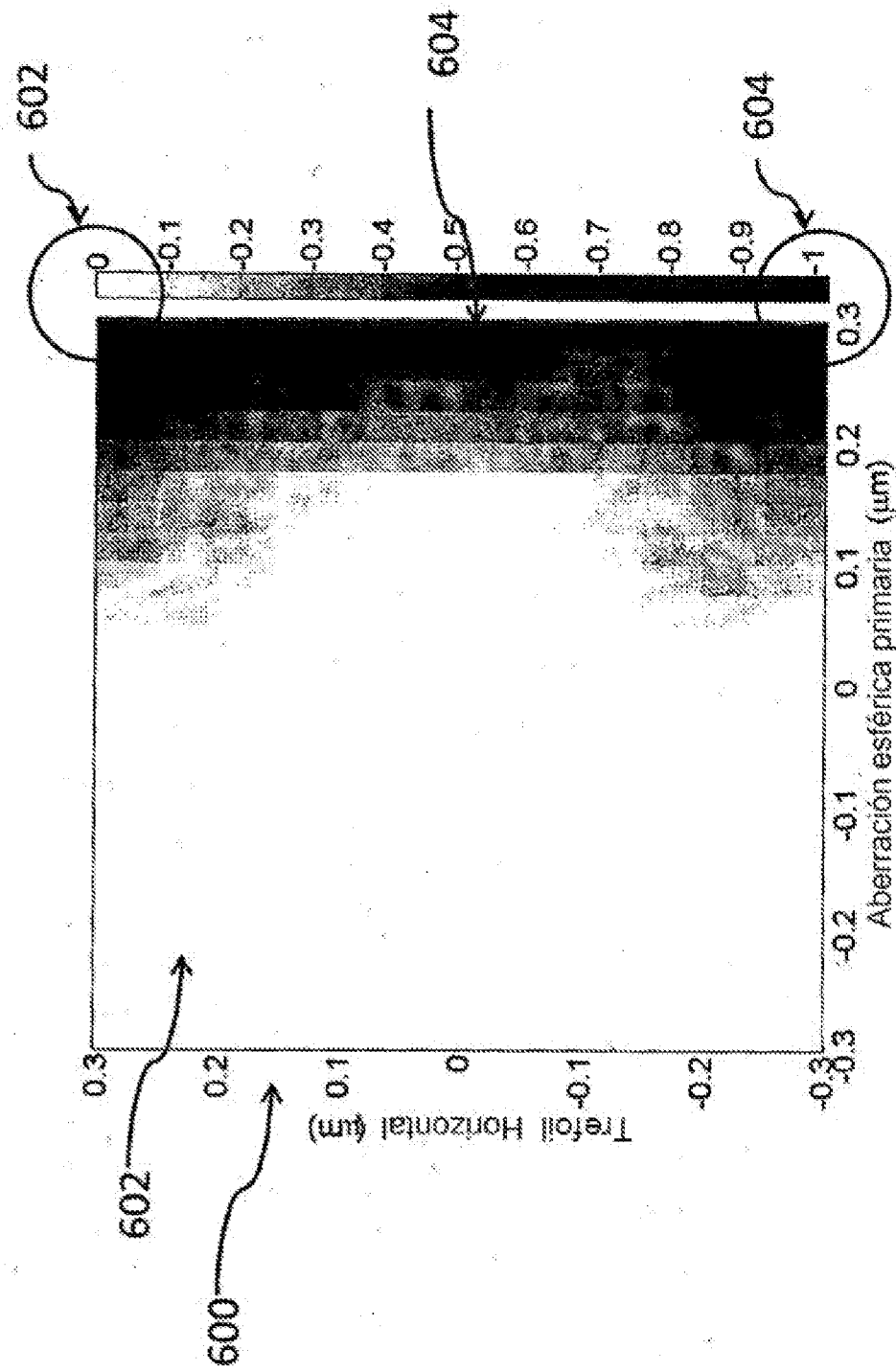


Figura 6

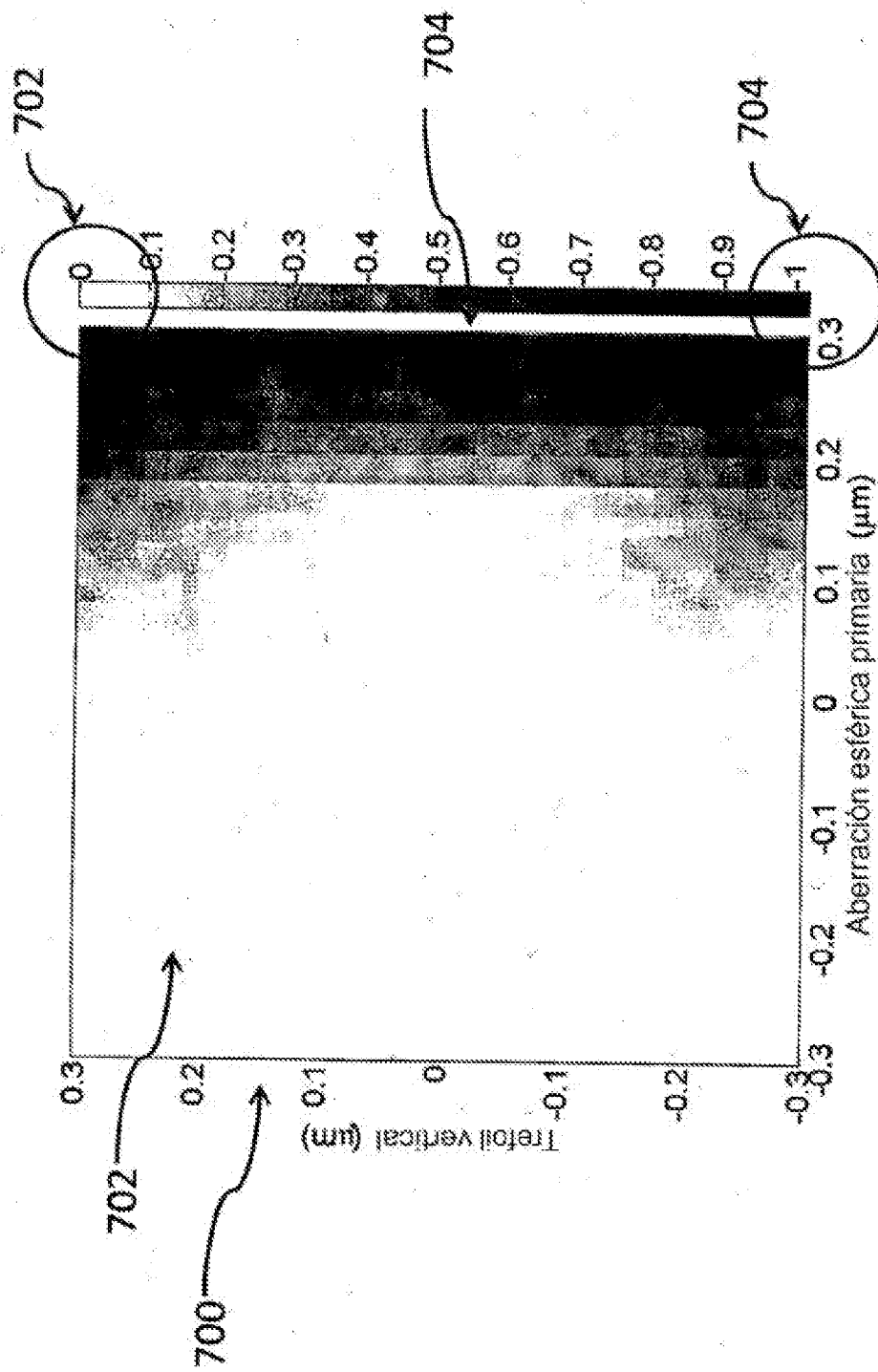


Figura 7

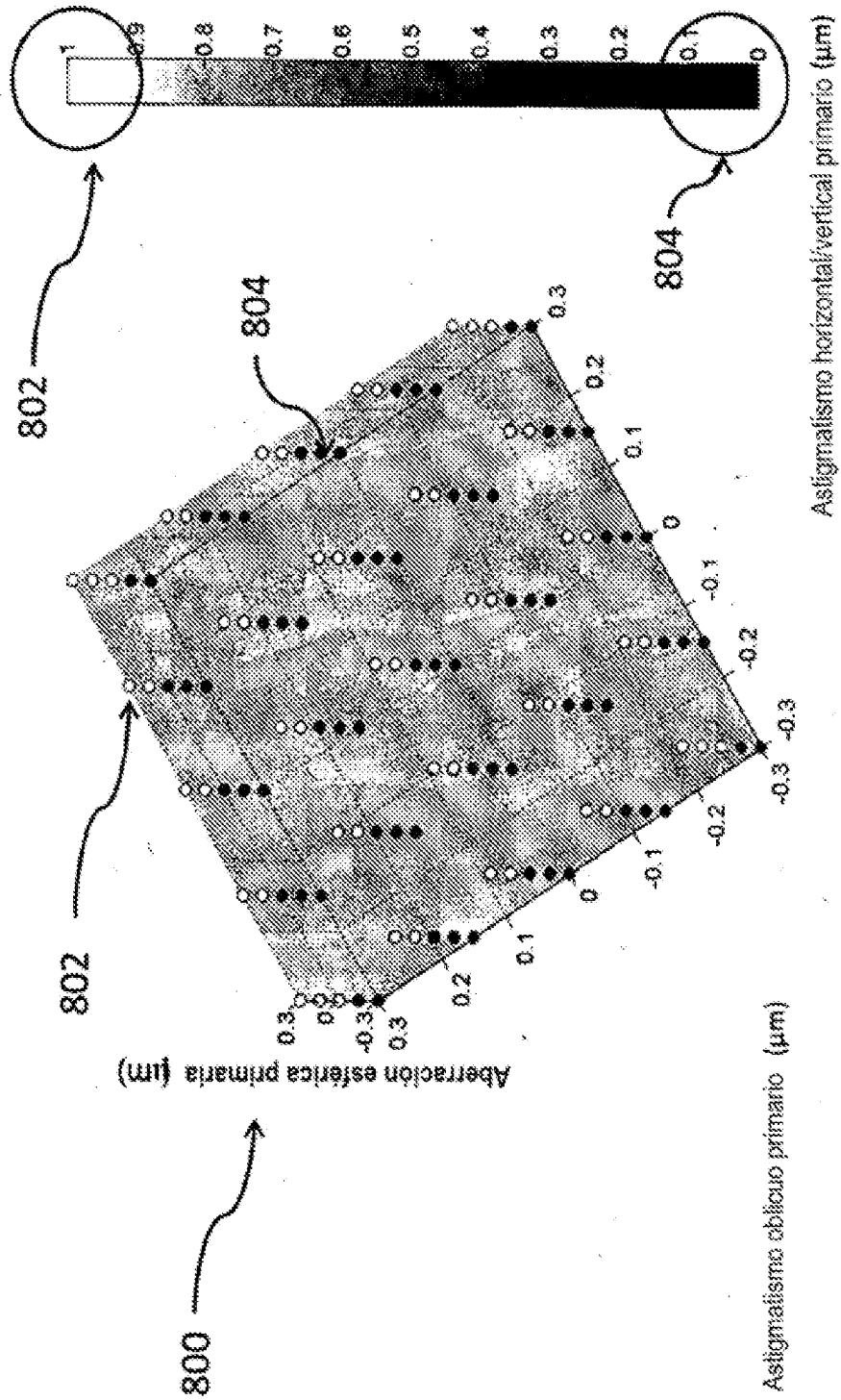


Figura 8

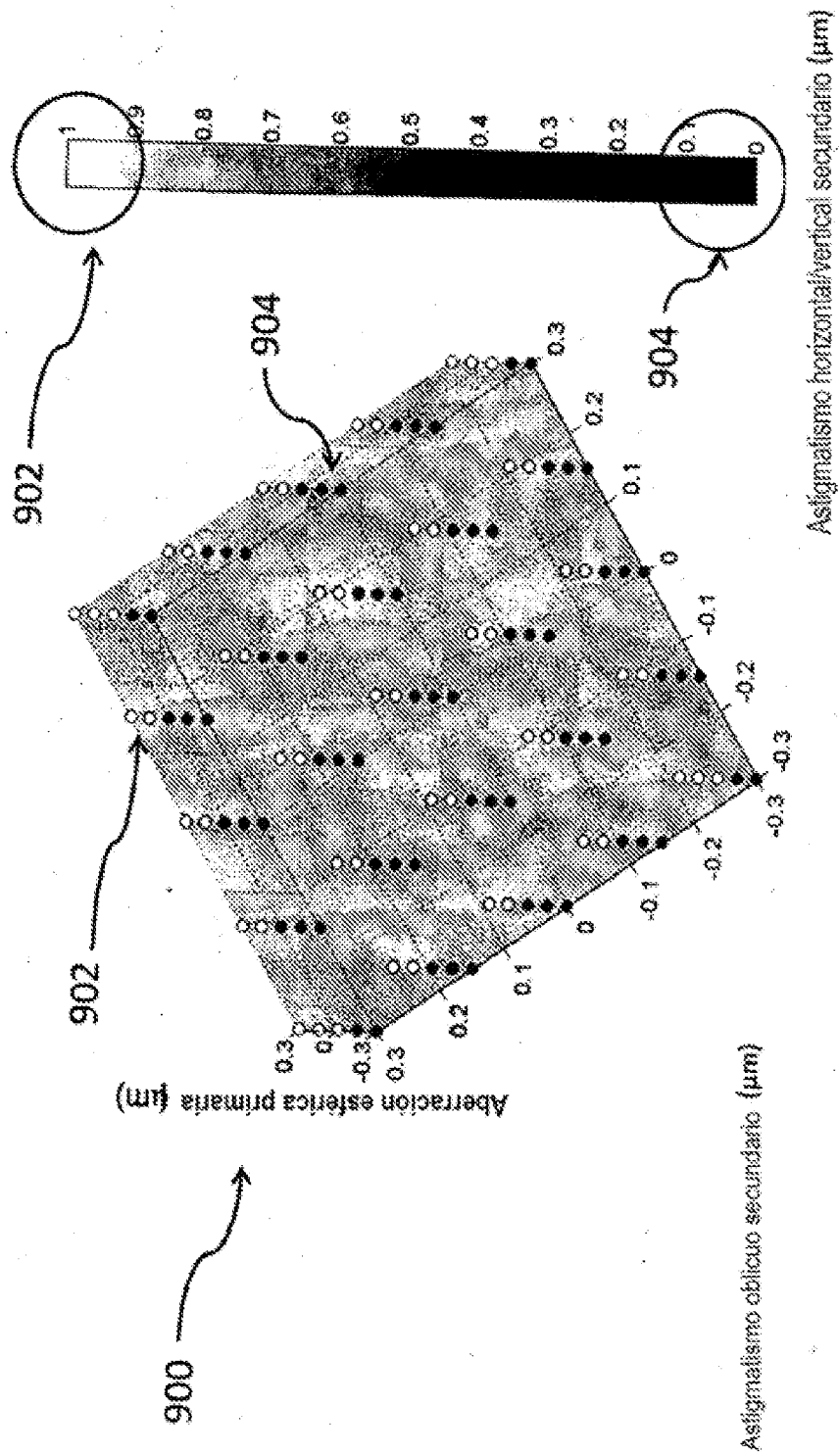


Figura 9

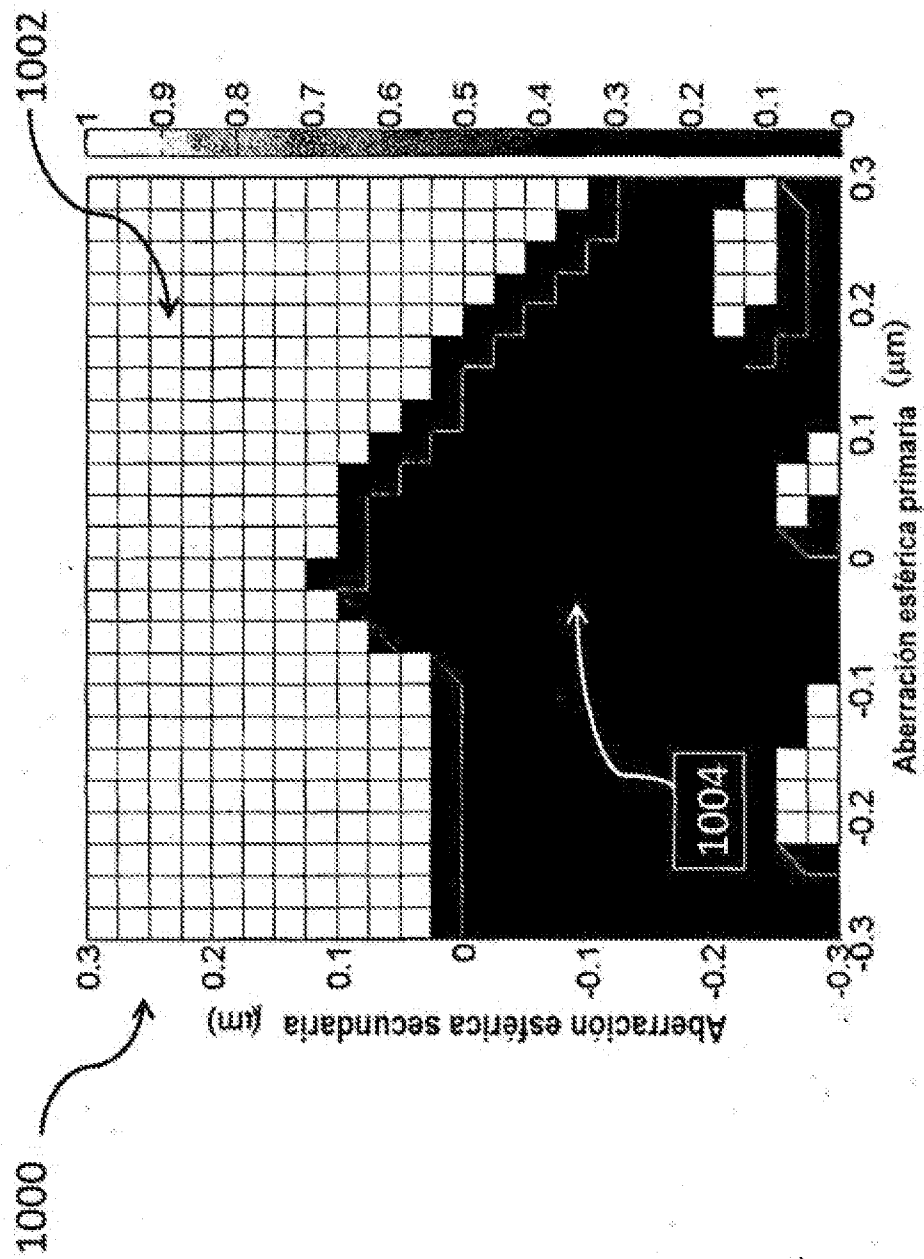


Figura 10

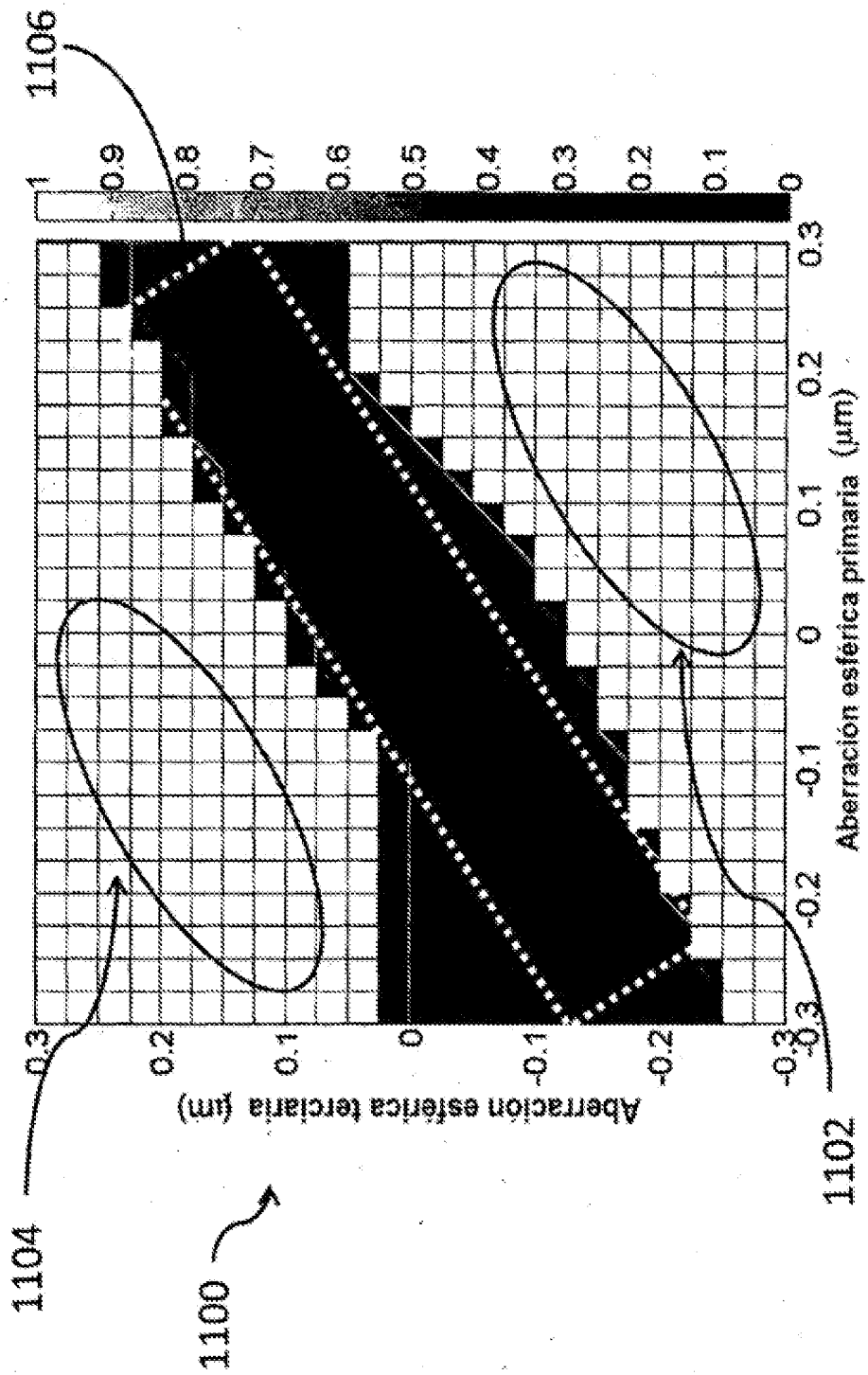


Figura 11

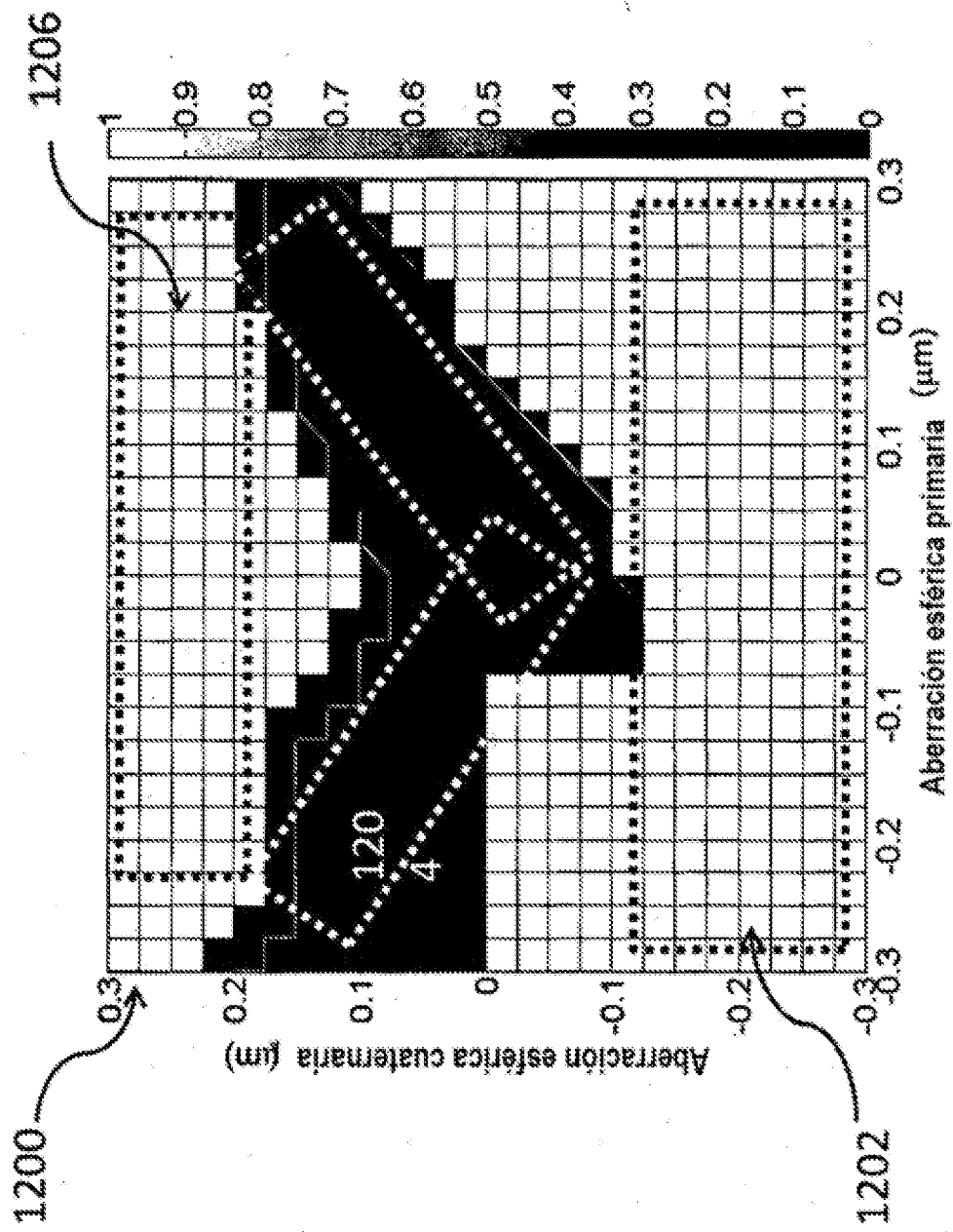


Figura 12

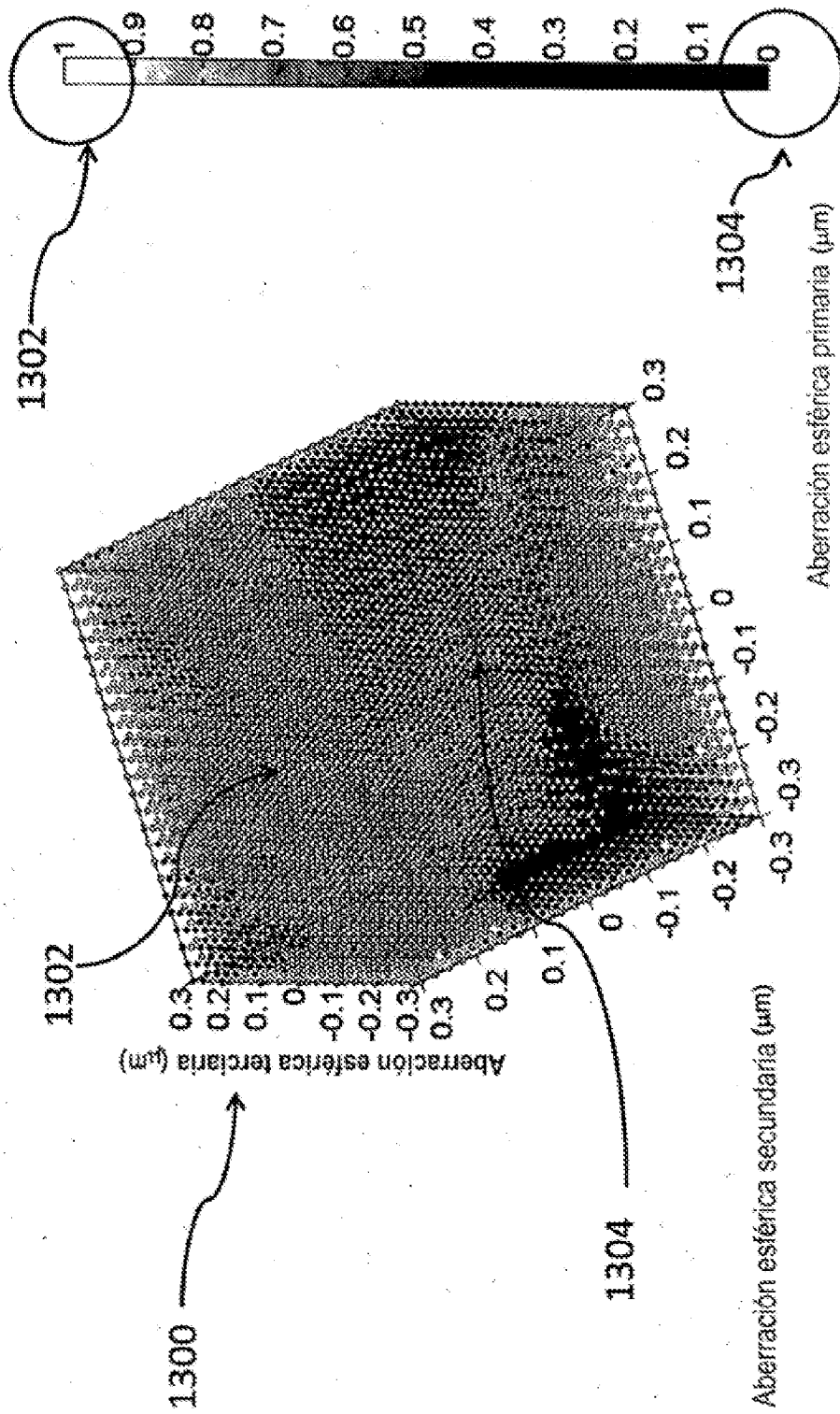


Figura 13

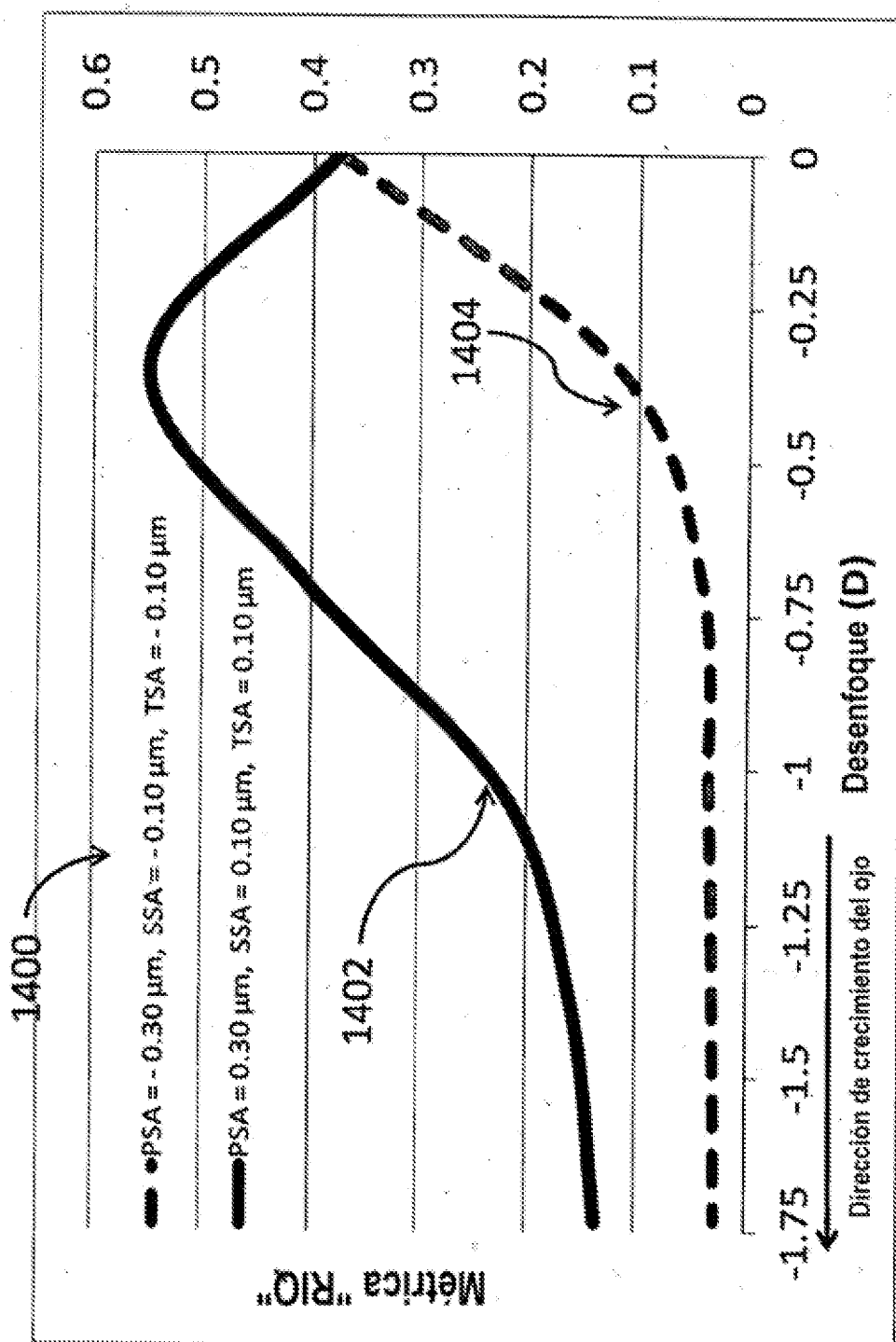


Figura 14

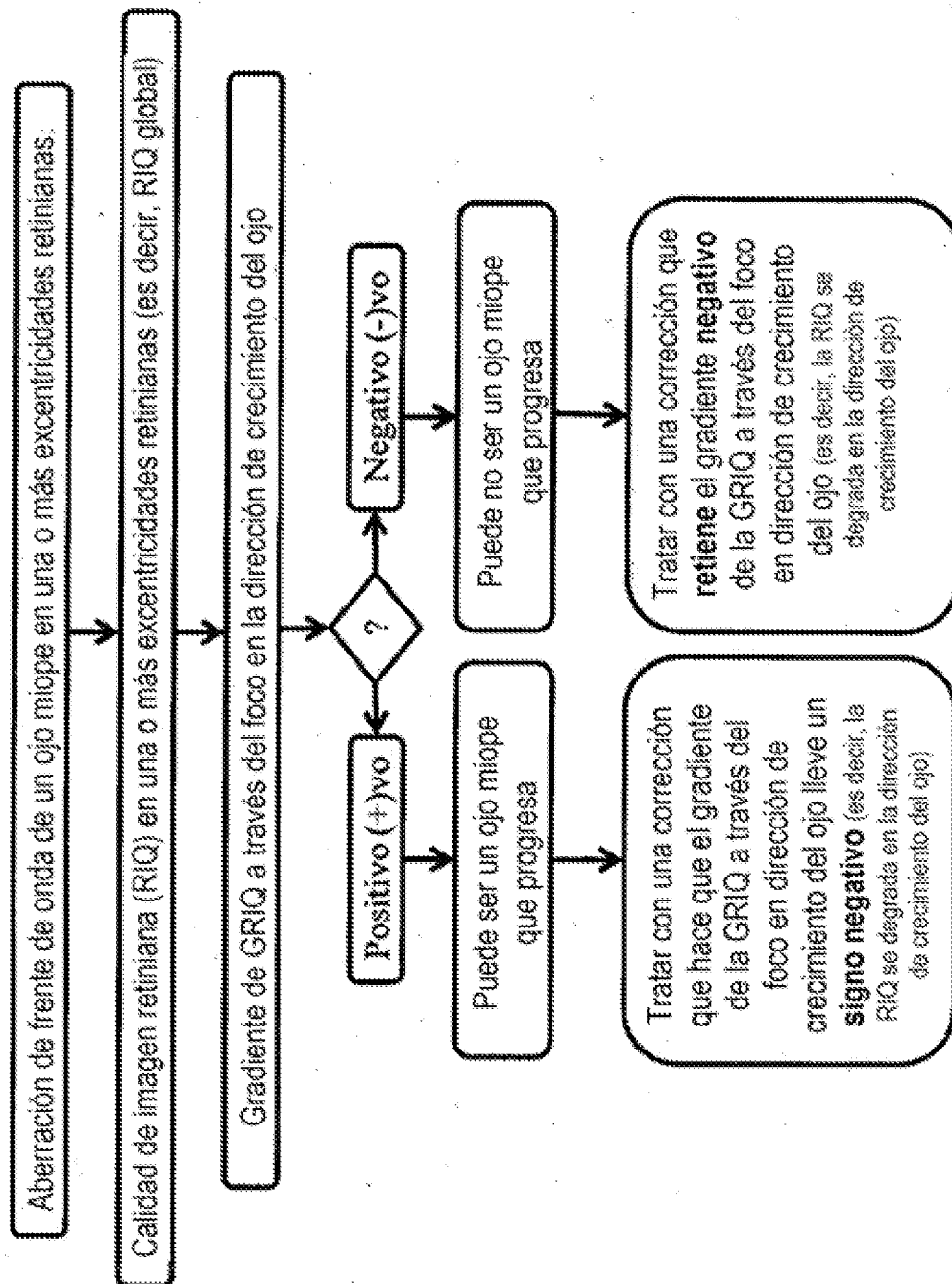


Figura 15

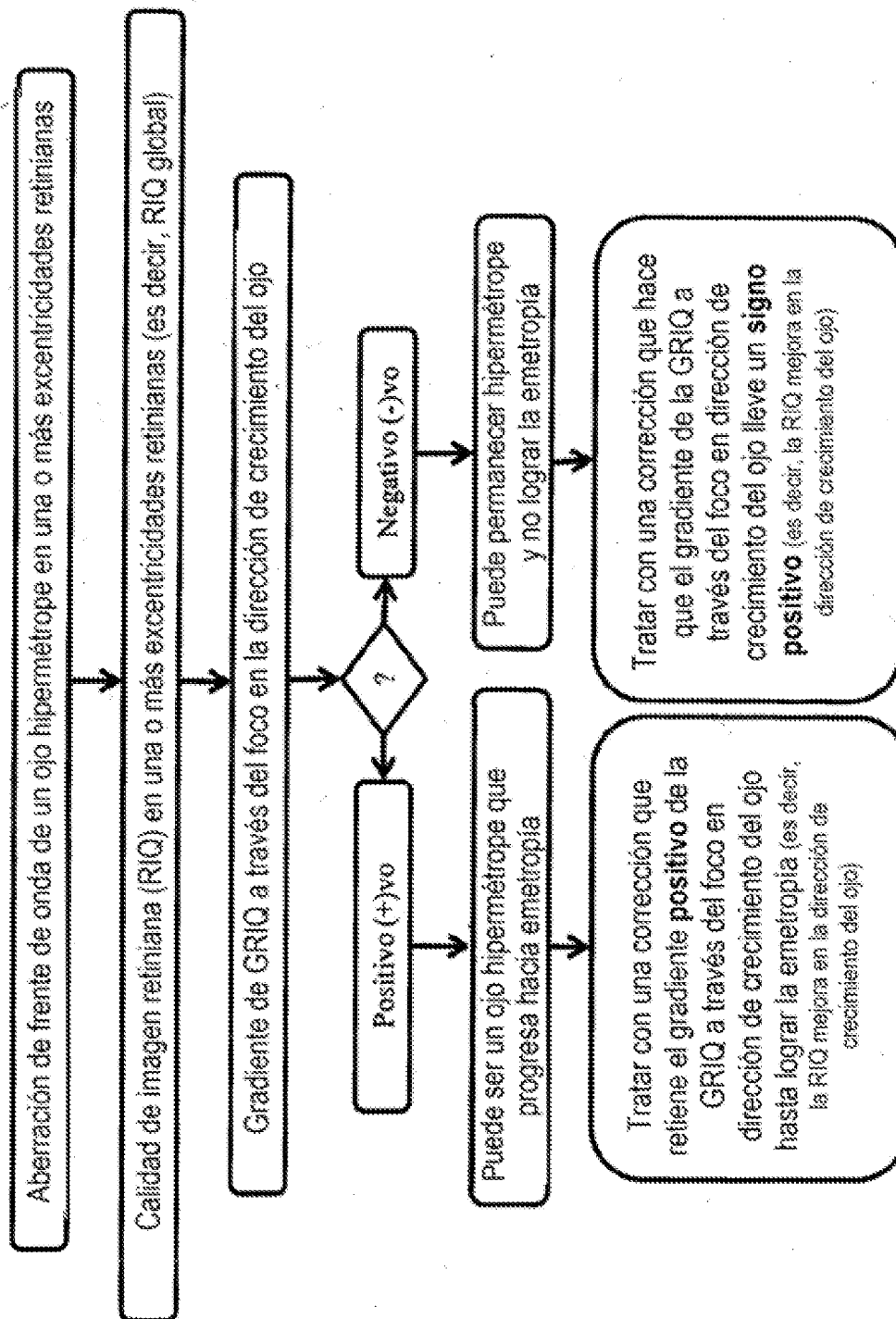


Figura 16

Diseño de muestra M1 para control de miopía

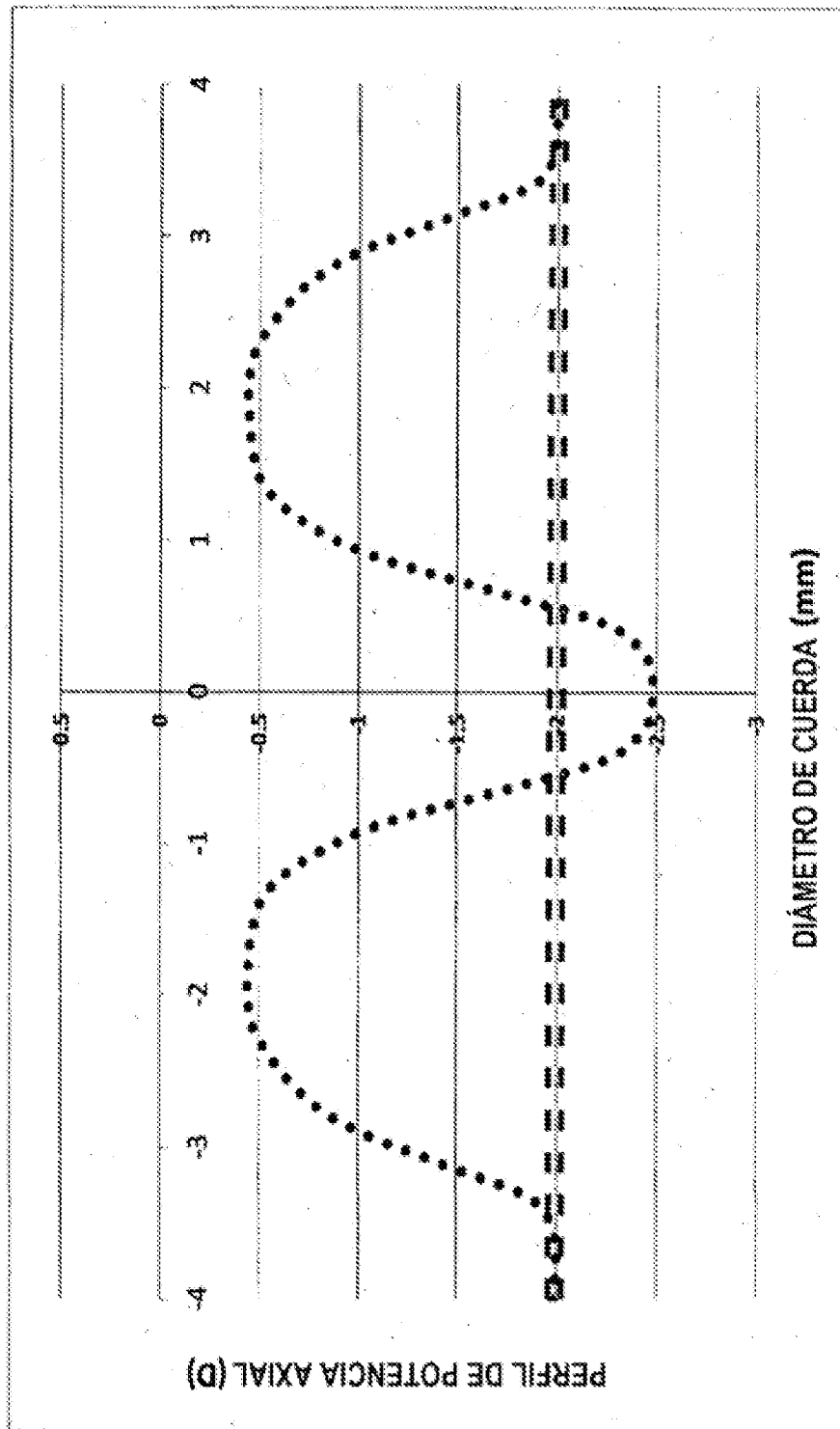


Figura 17

Diseño de muestra M2 para control de miopía

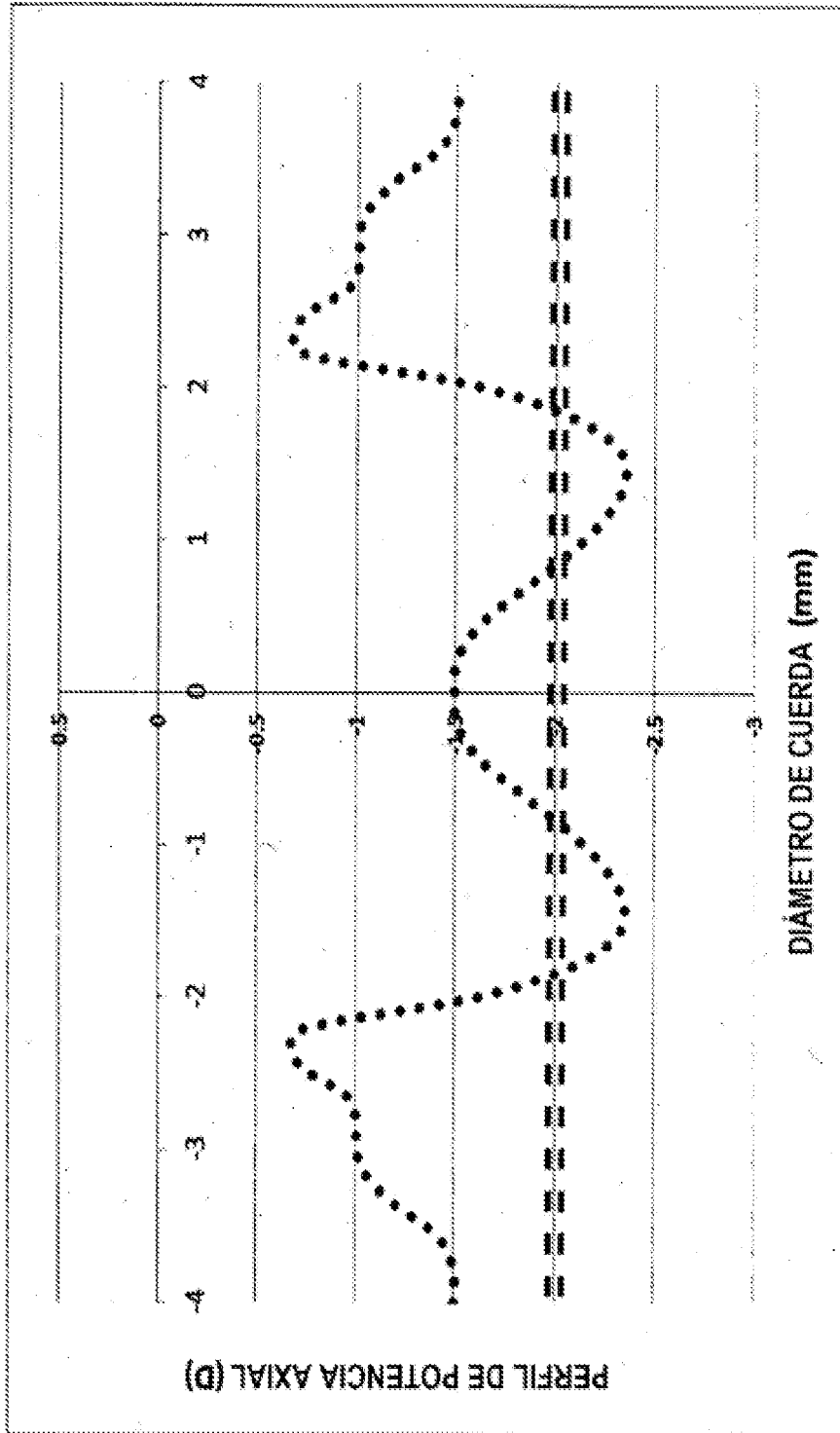


Figura 18

Diseño de muestra M3 para control de miopía

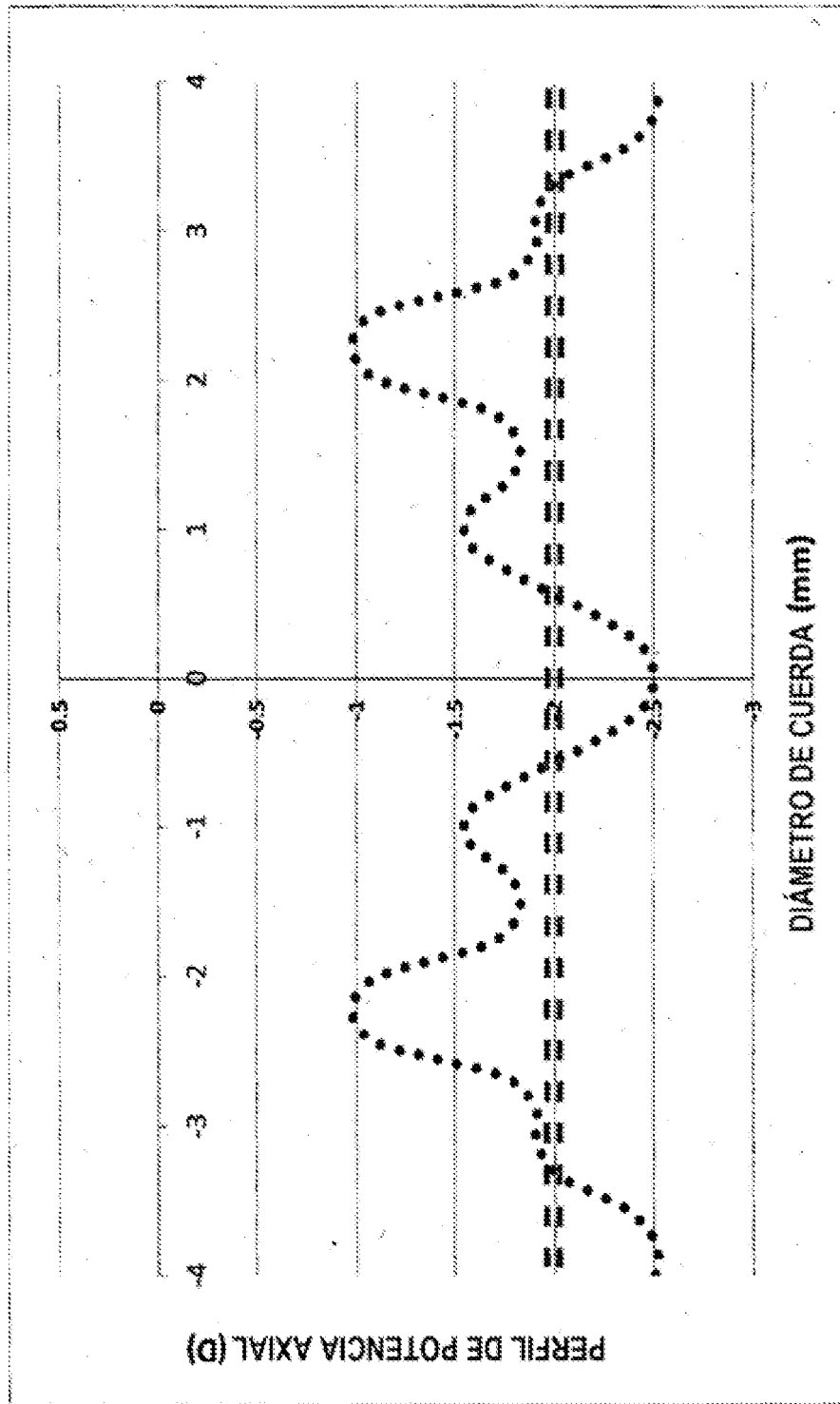


Figura 19

Diseño de muestra M4 para control de miopía

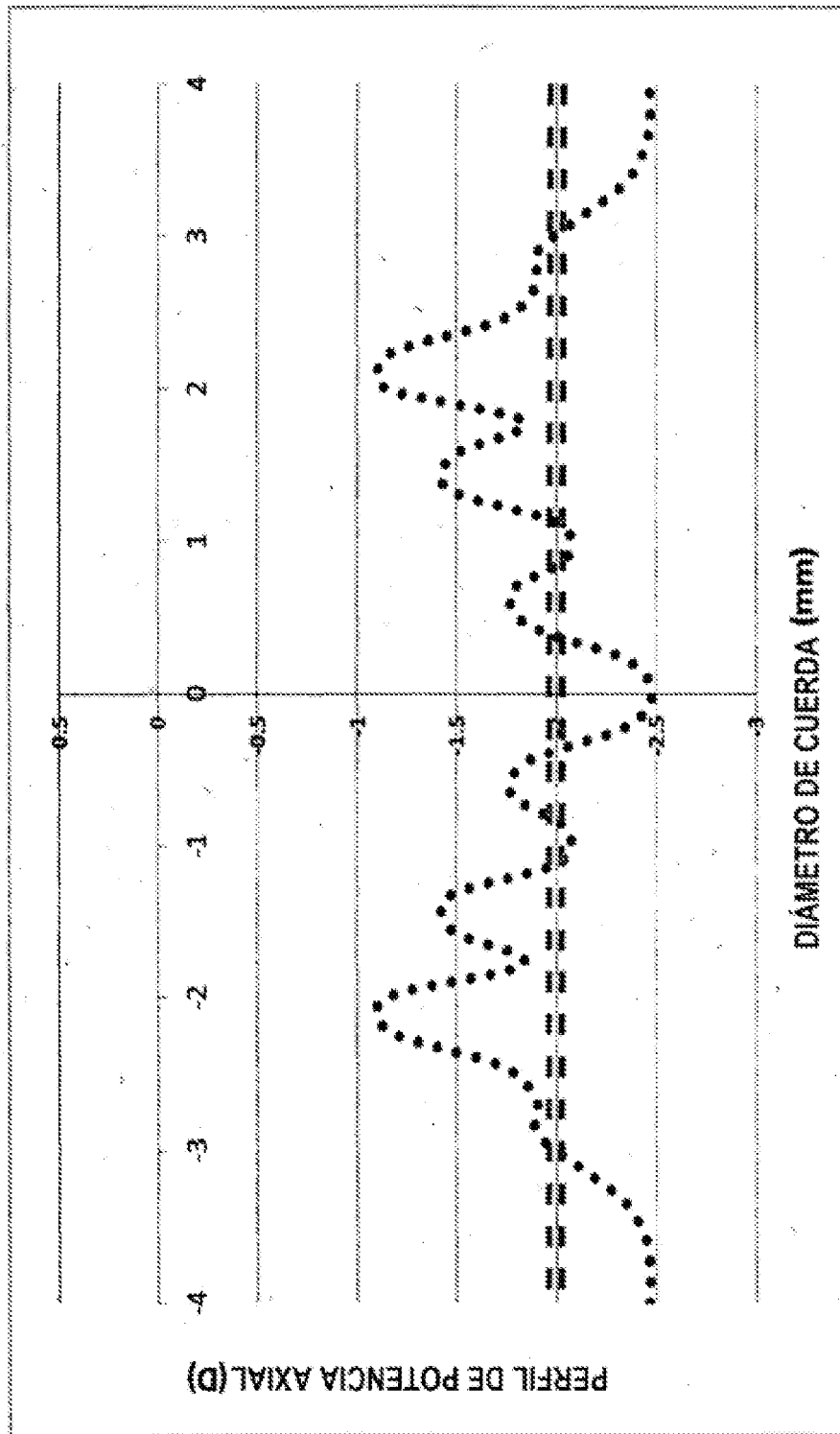


Figura 20

Diseño de muestra M5 para control de miopía

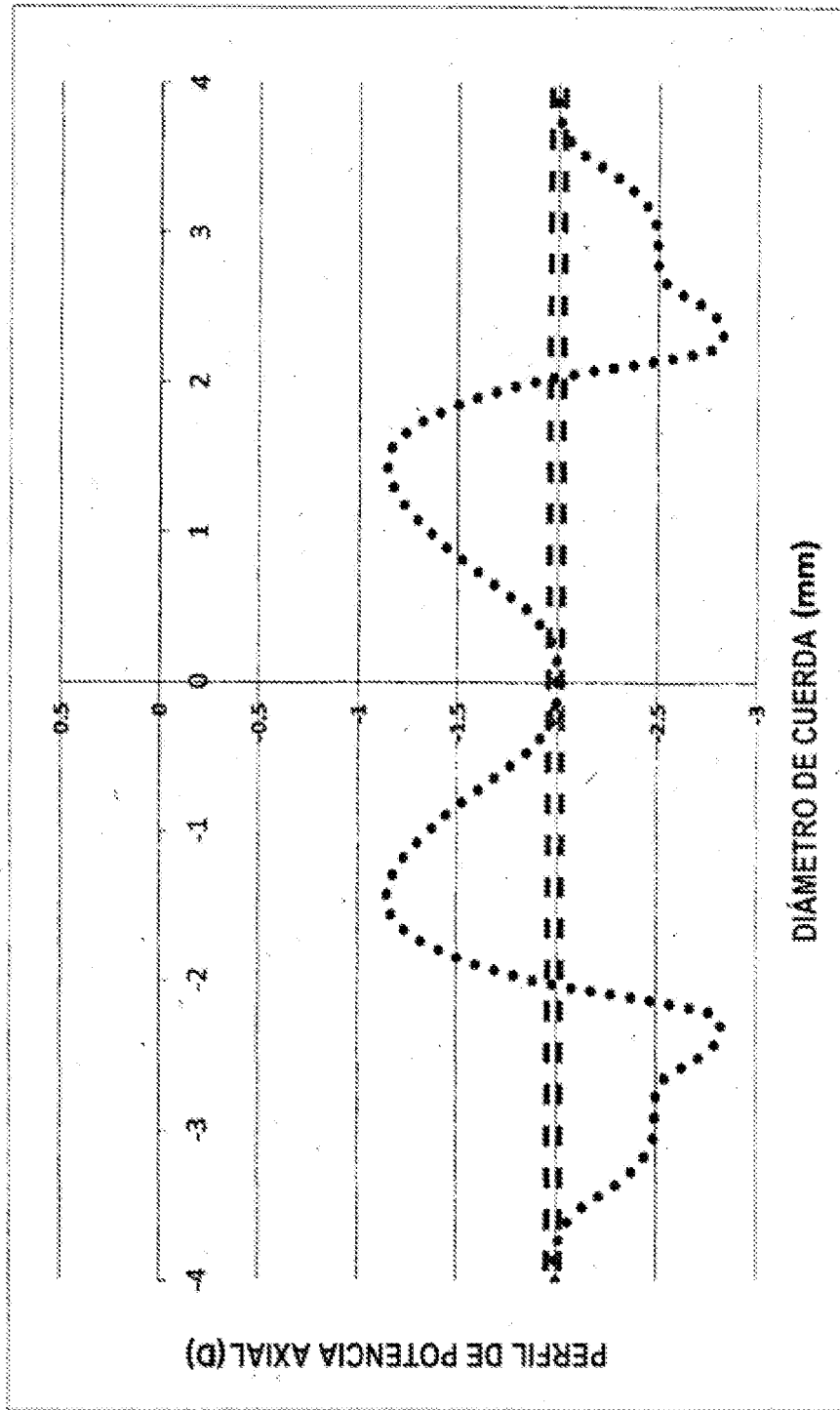


Figura 21

Diseño de muestra M6 para control de miopía

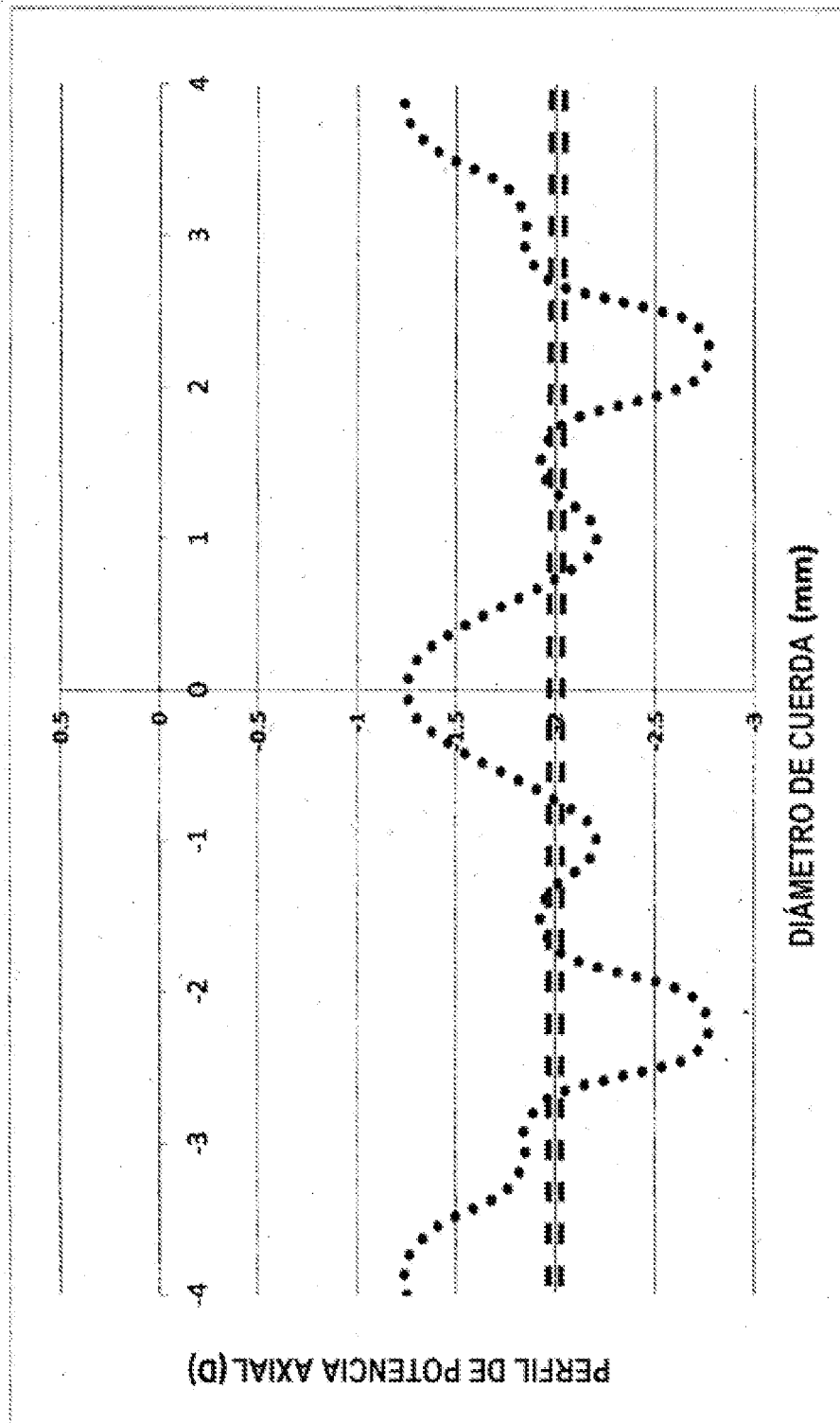


Figura 22

Diseño de muestra M7 para control de miopía

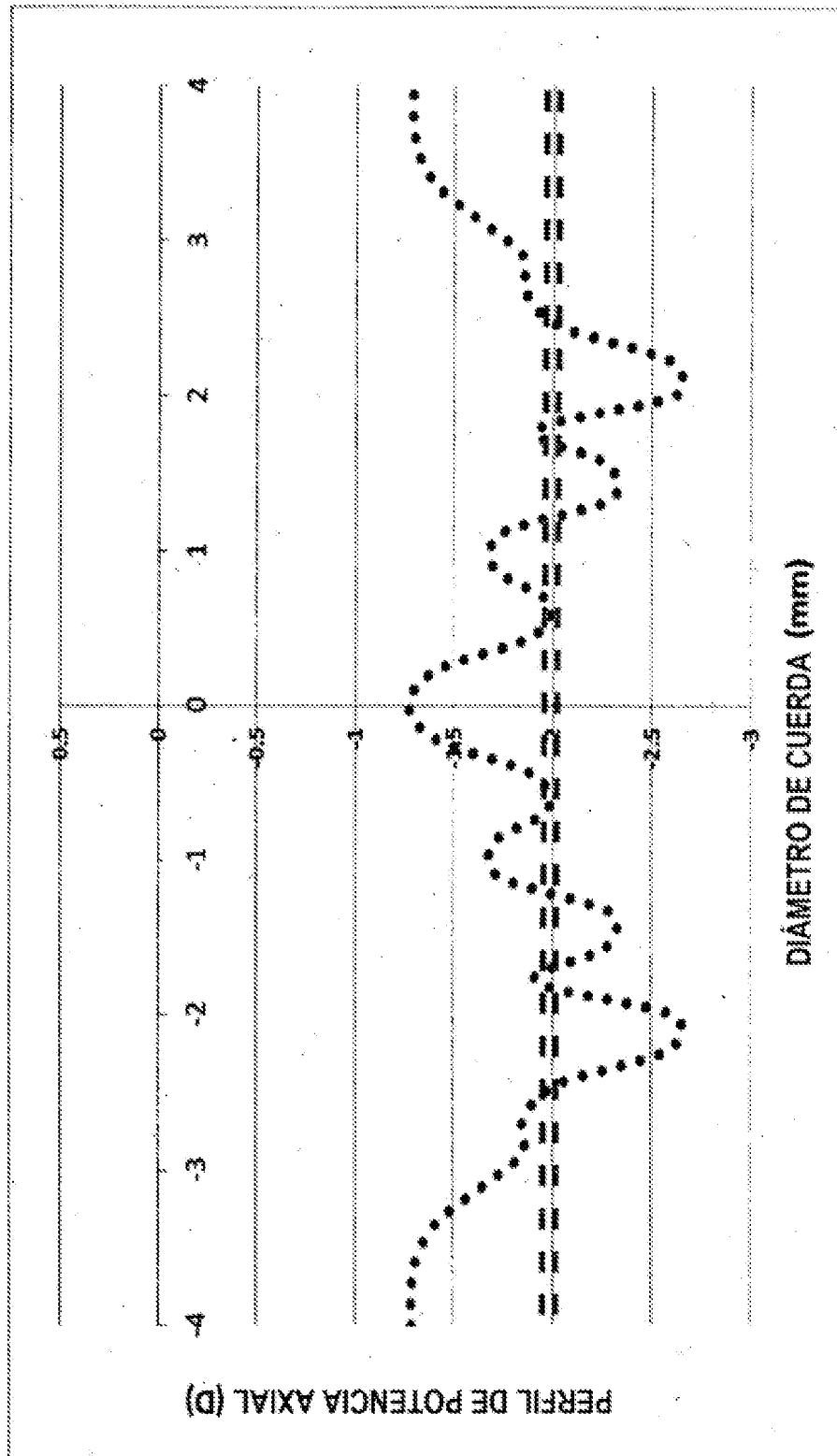


Figura 23

Diseño de muestra M8 para control de miopía

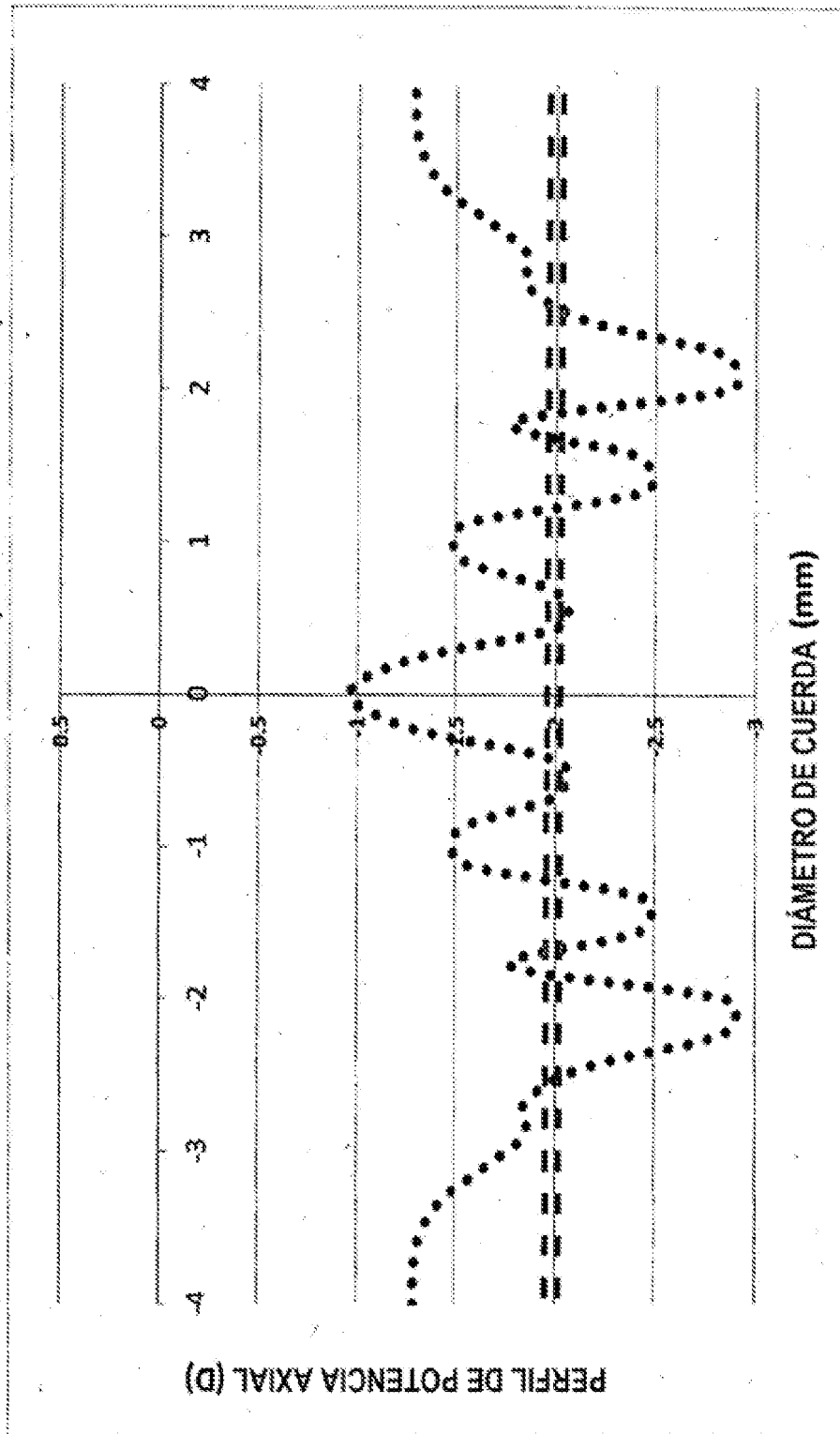


Figura 24

Diseño de muestra M9 para control de miopía

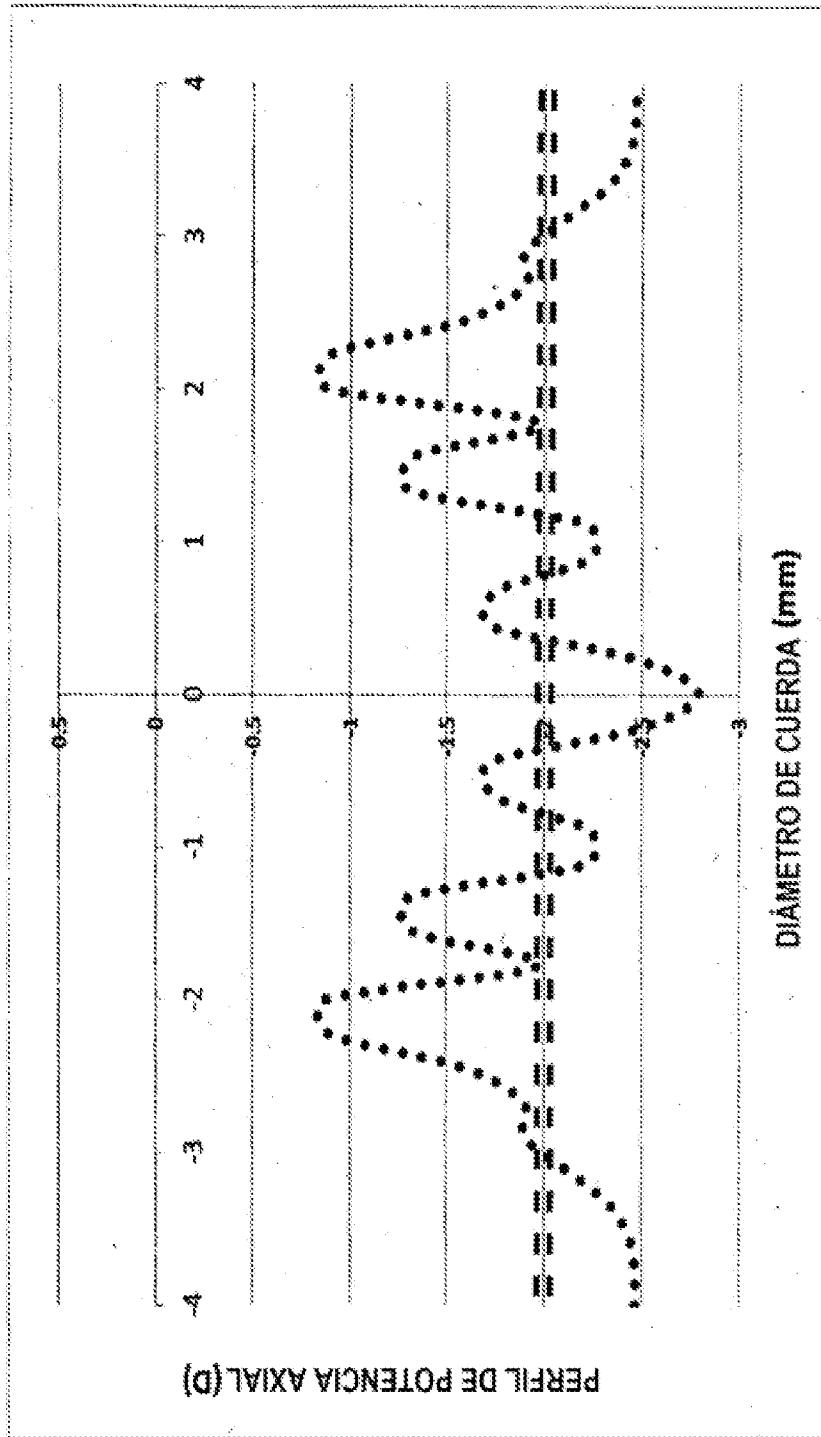


Figura 25

Diseño de muestra H1 para tratamiento de hipermetropía

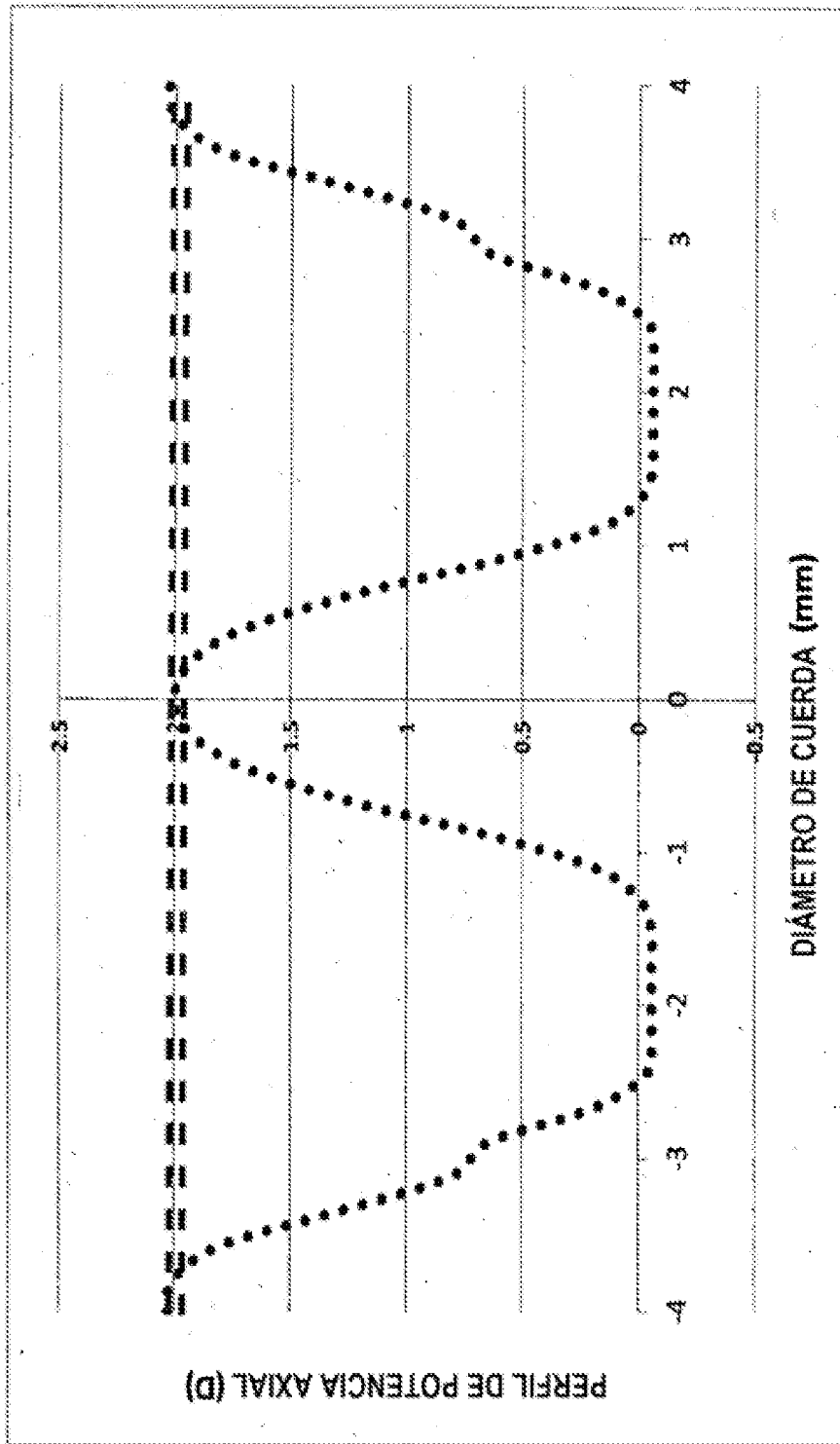


Figura 26

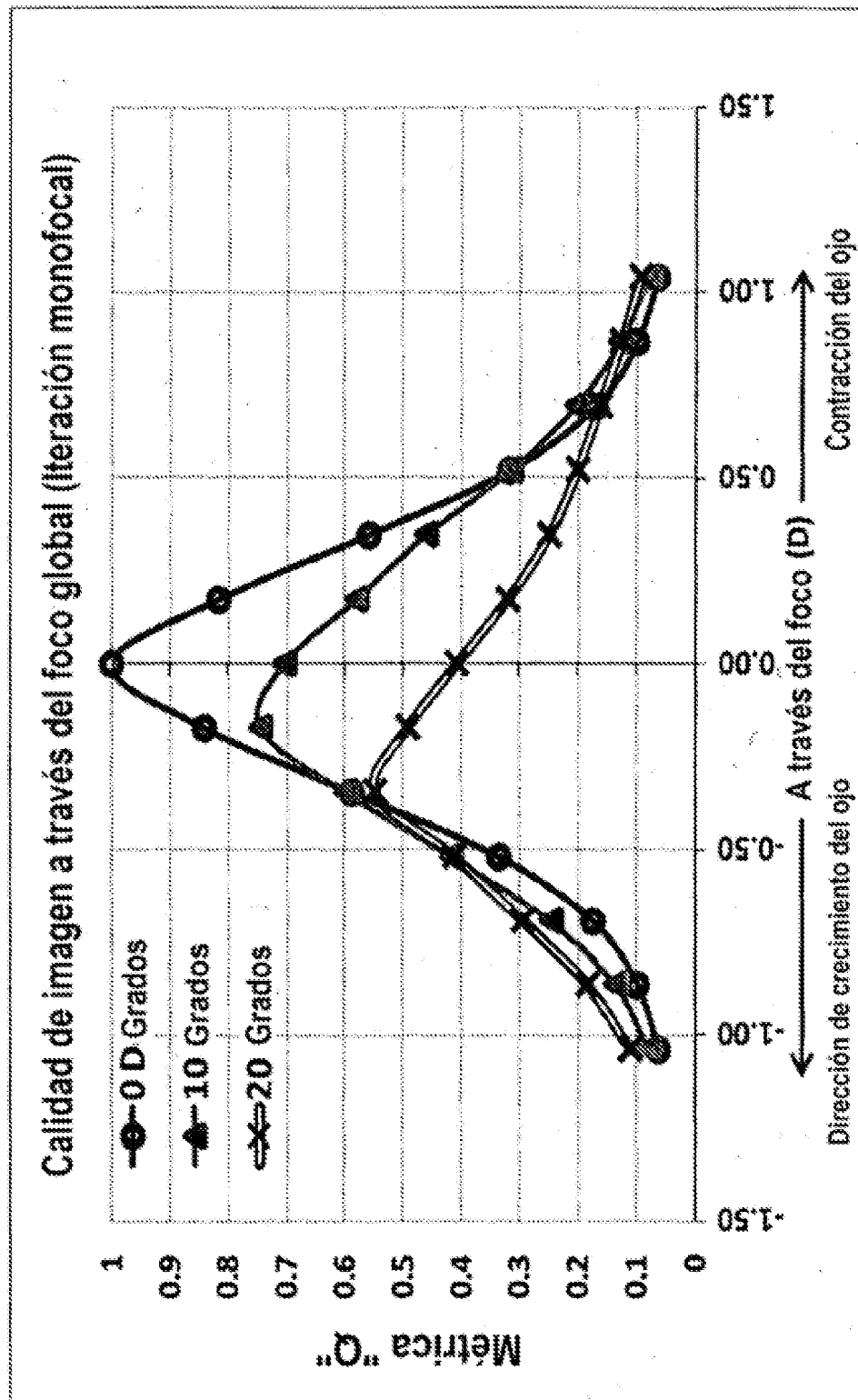


Figura 27

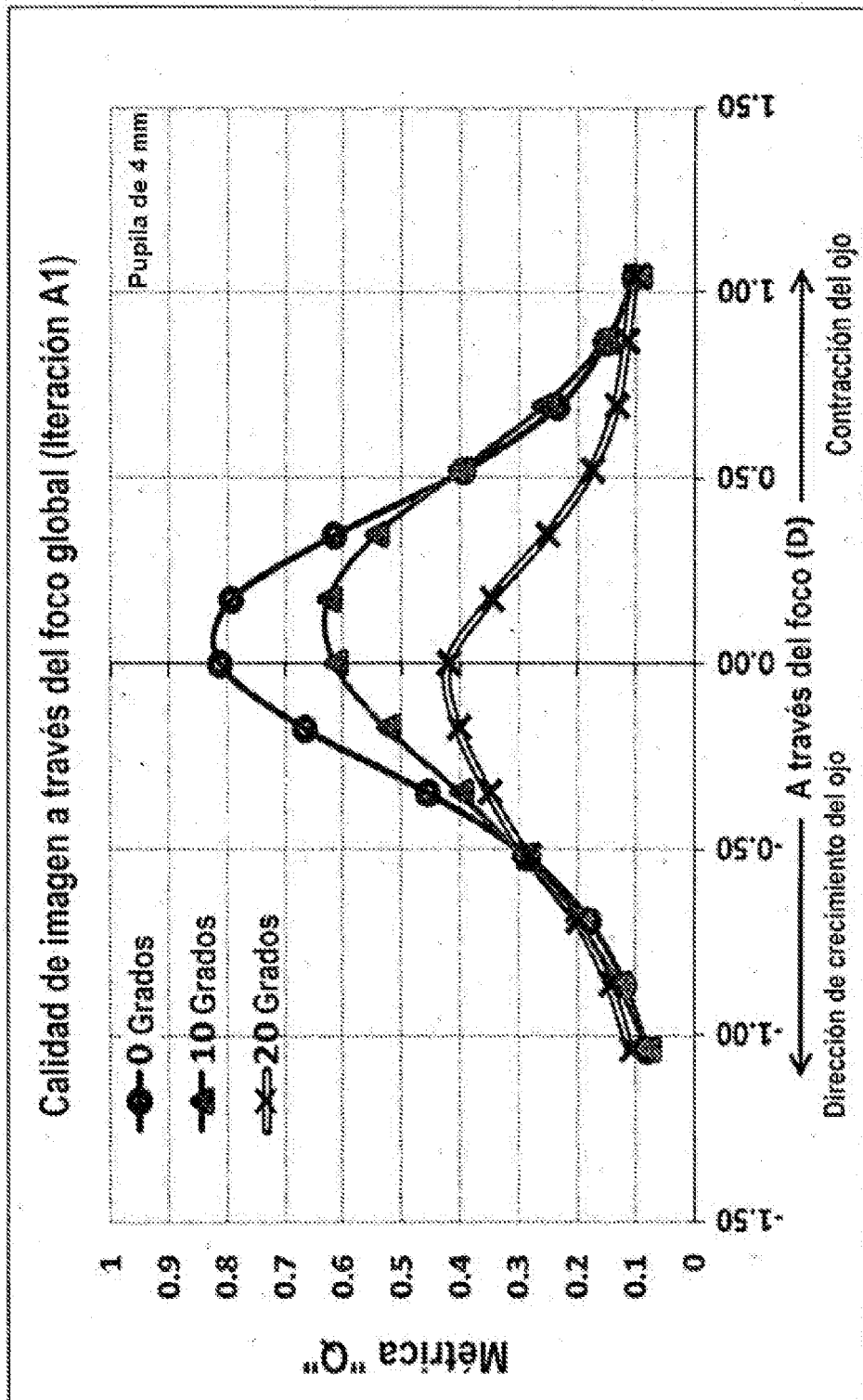


Figura 28

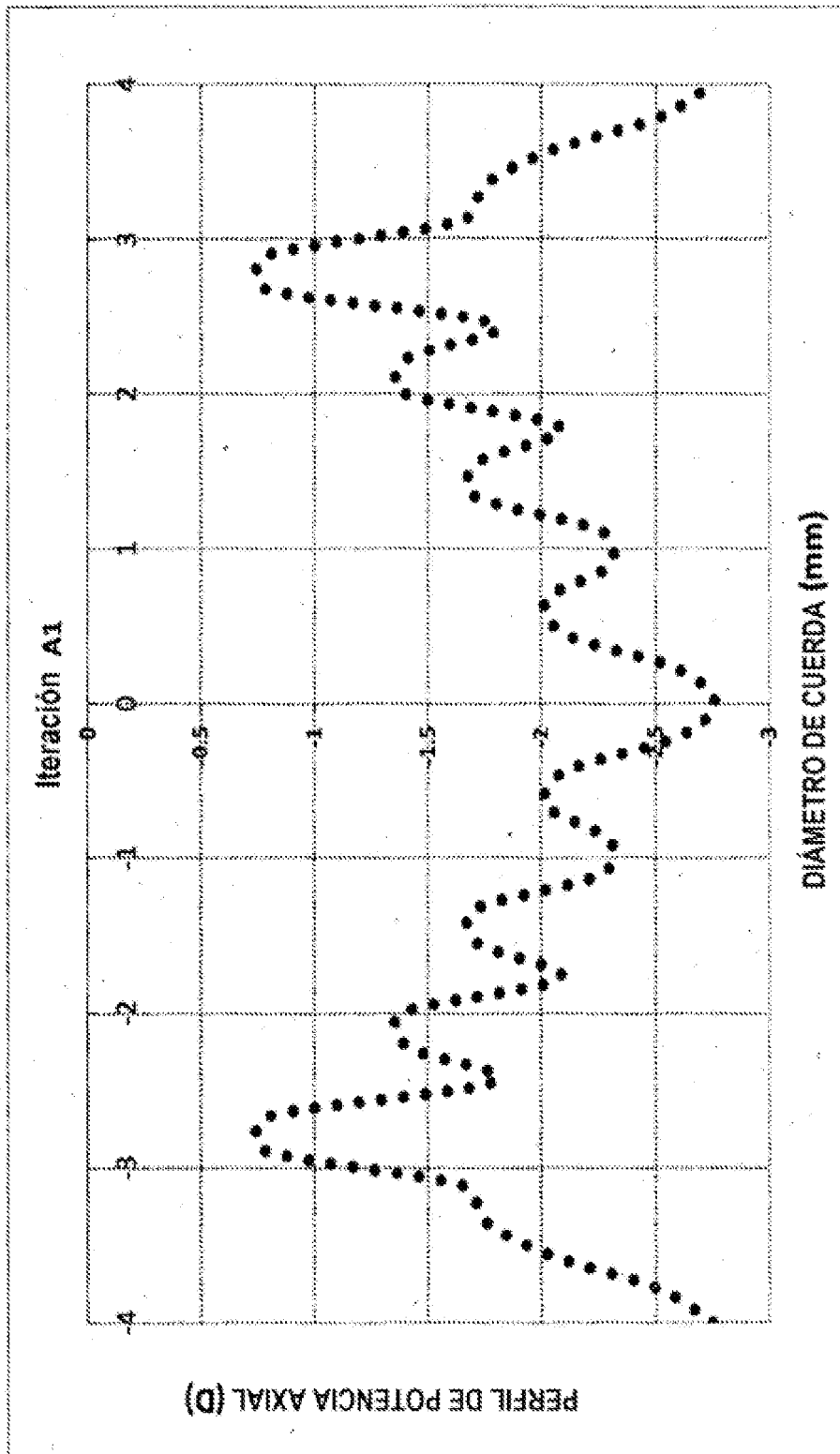


Figura 29

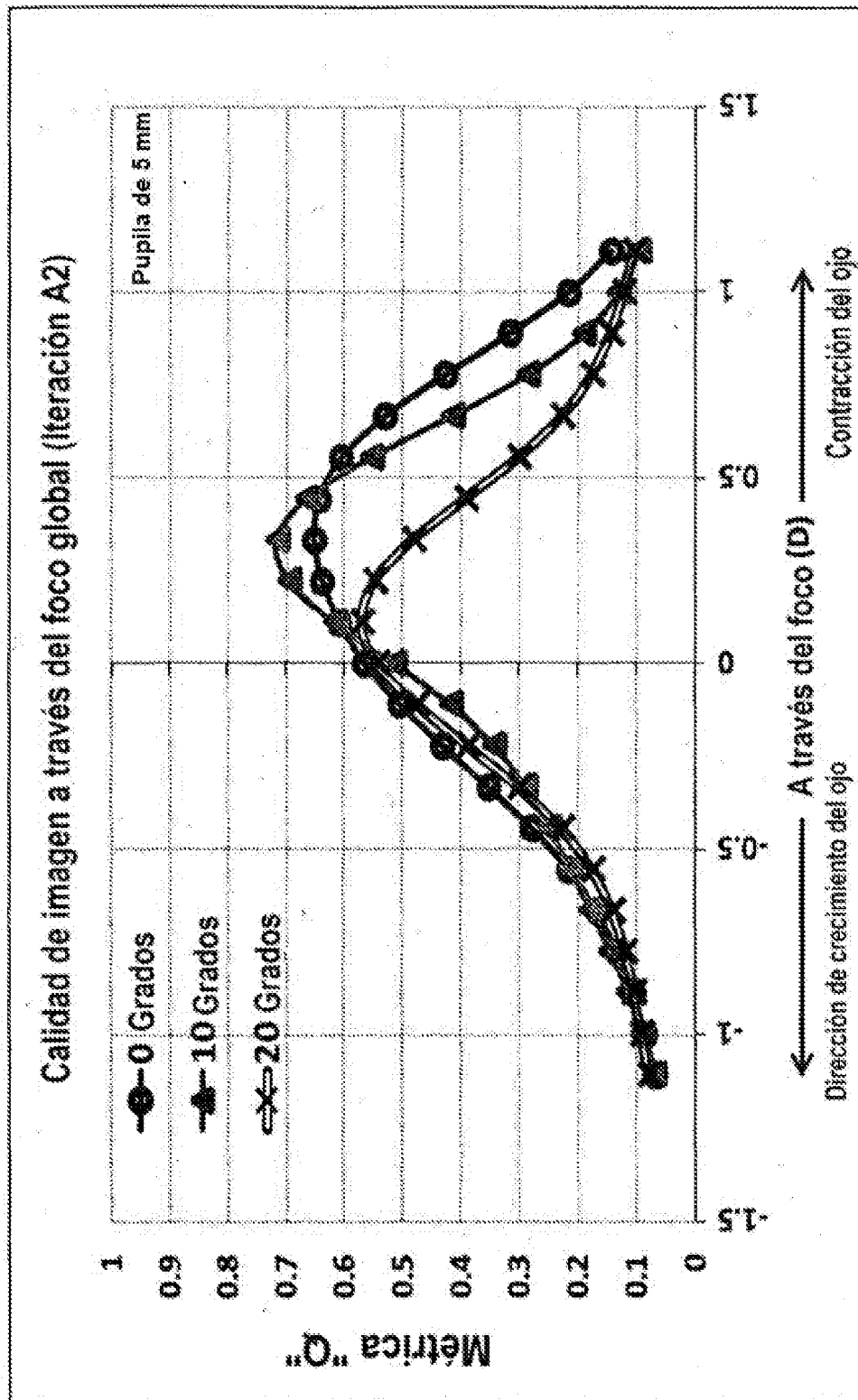


Figura 30

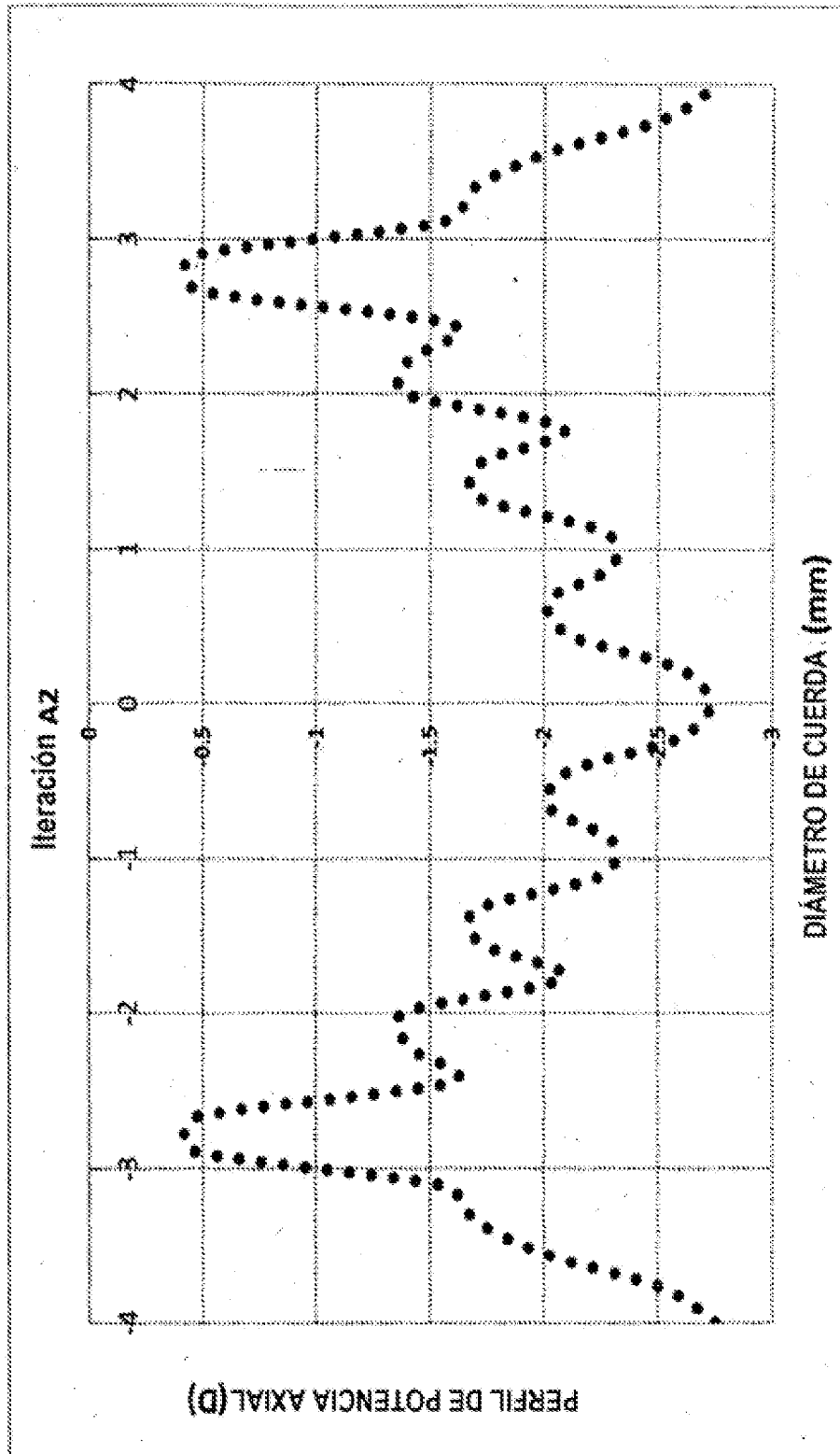


Figura 31

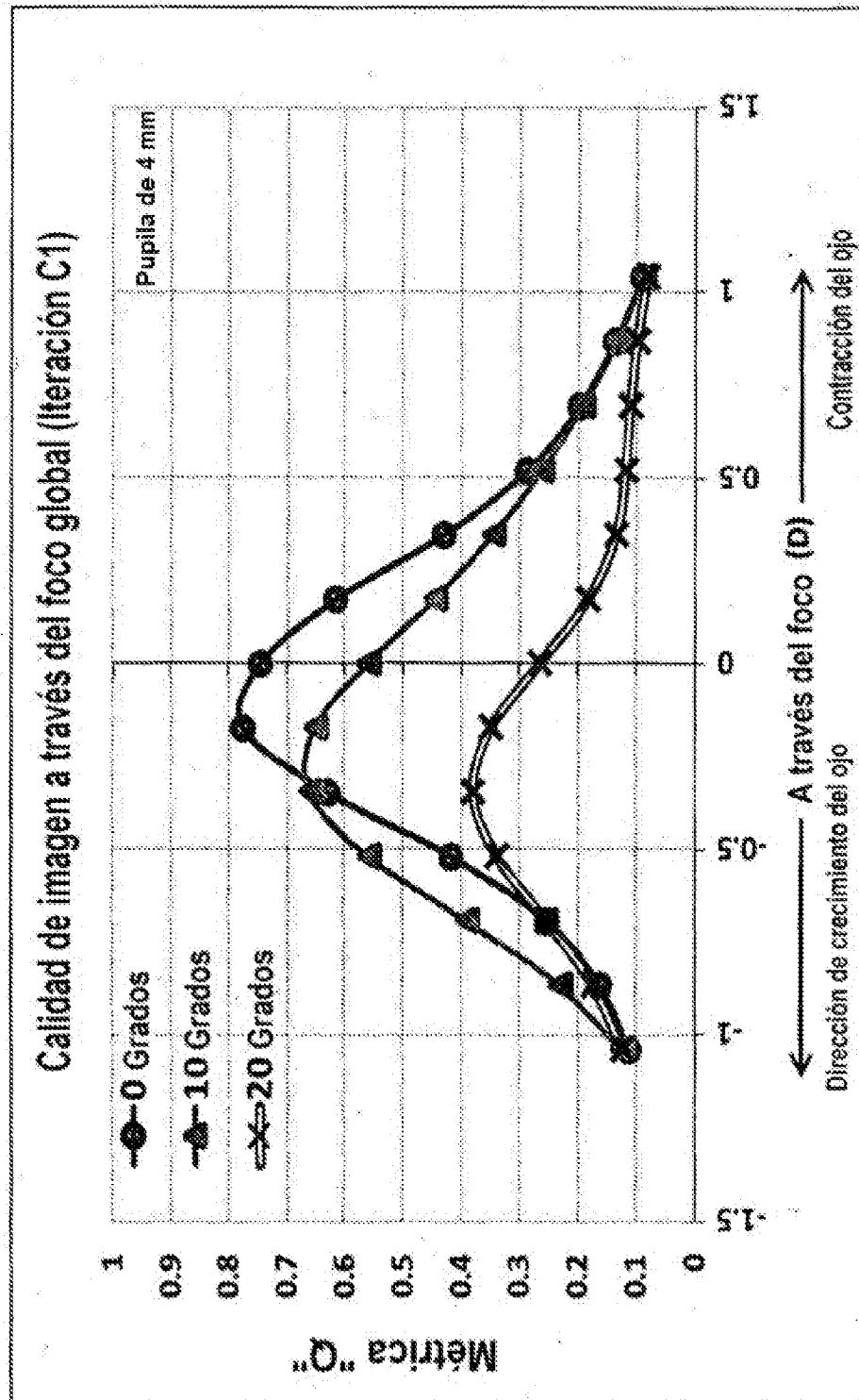


Figura 32

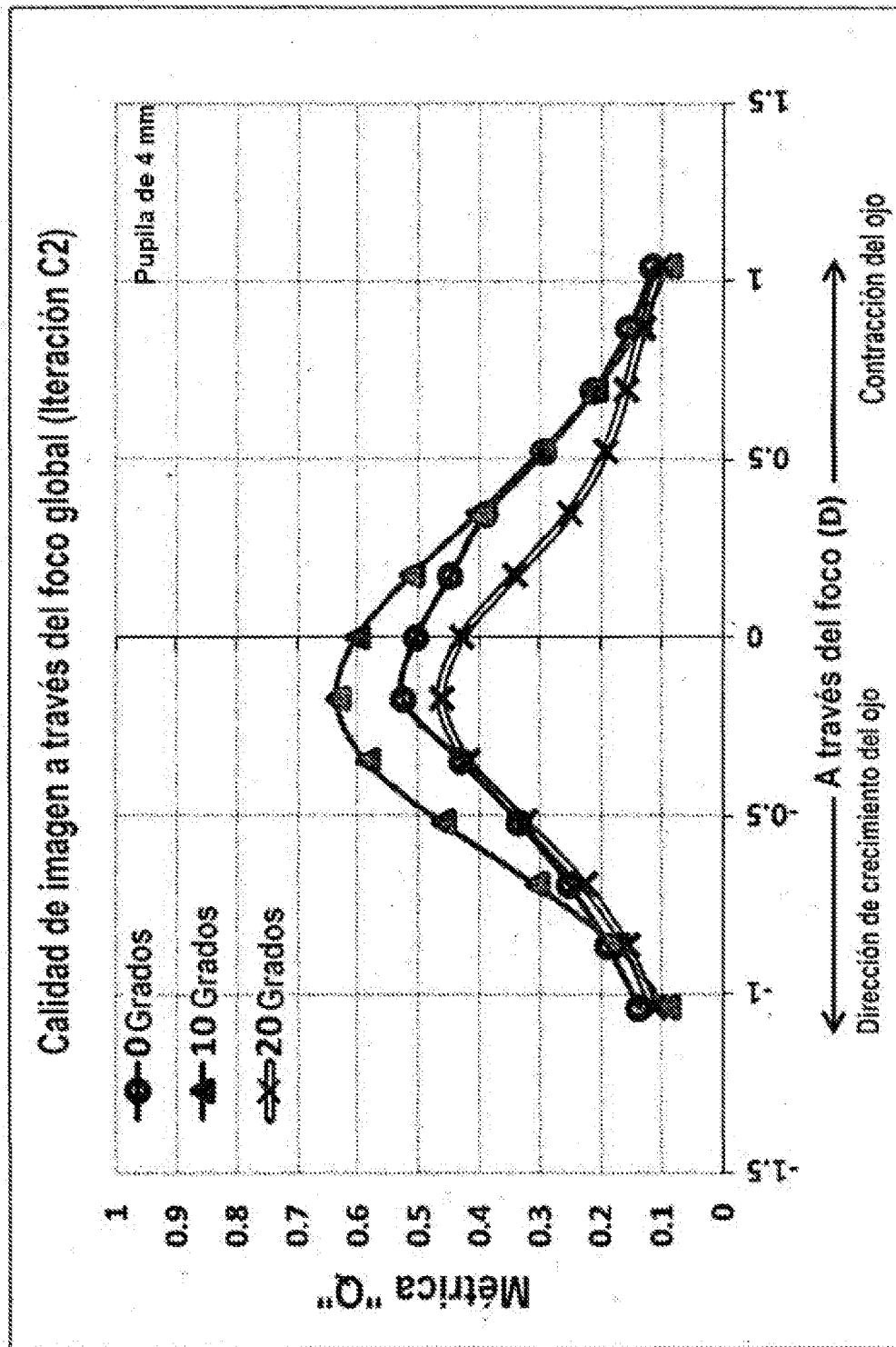


Figura 33

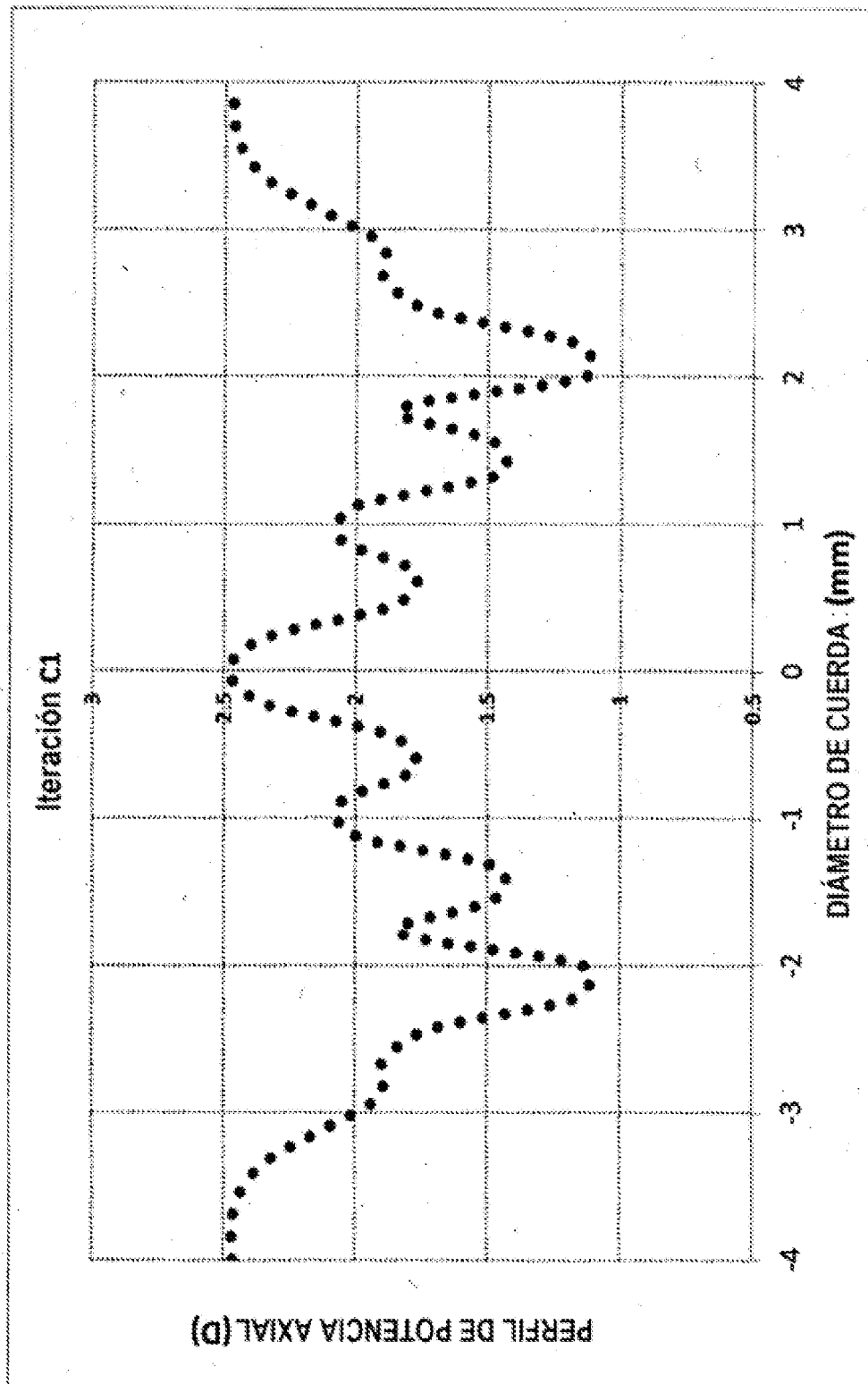


Figura 34

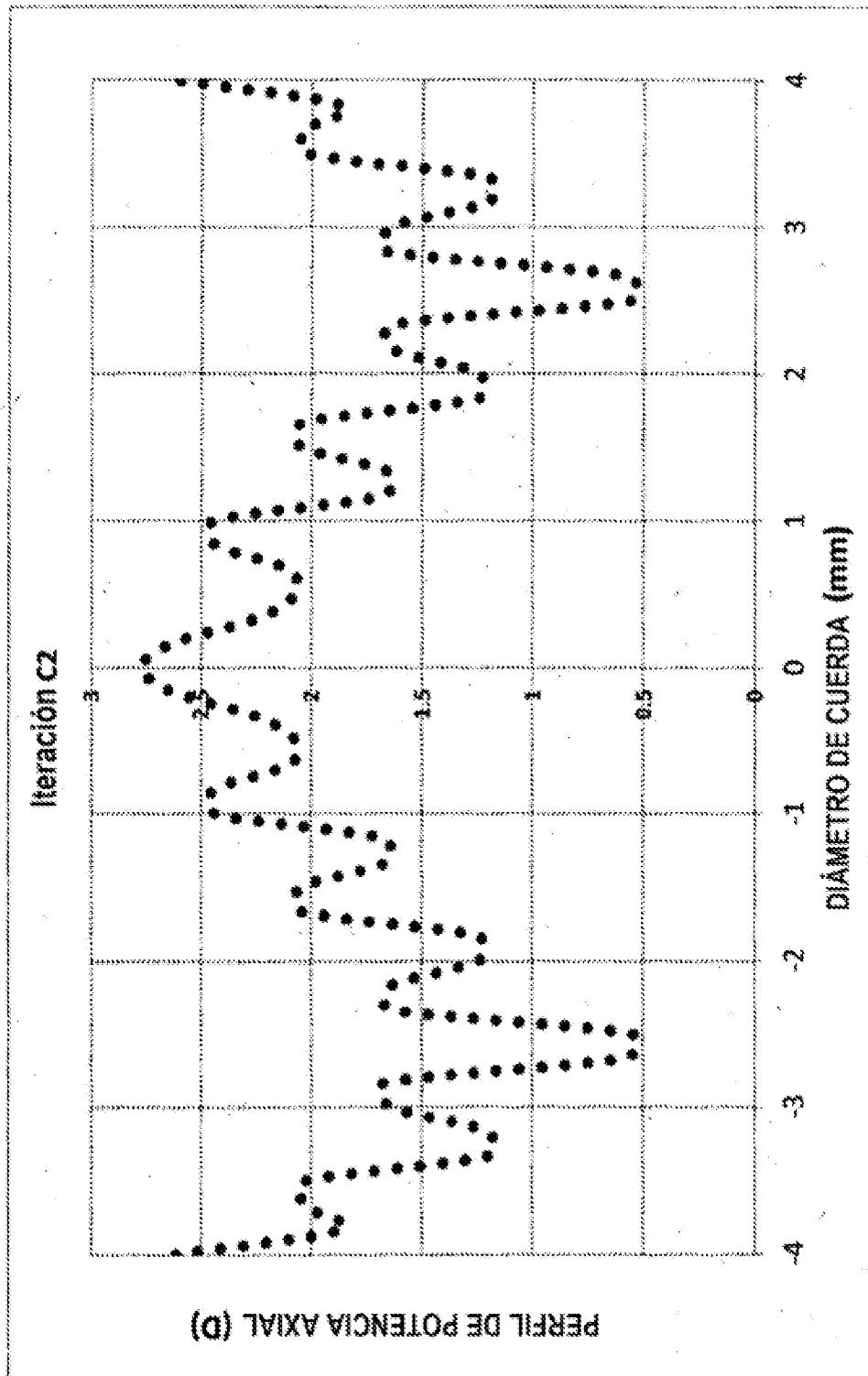


Figura 35

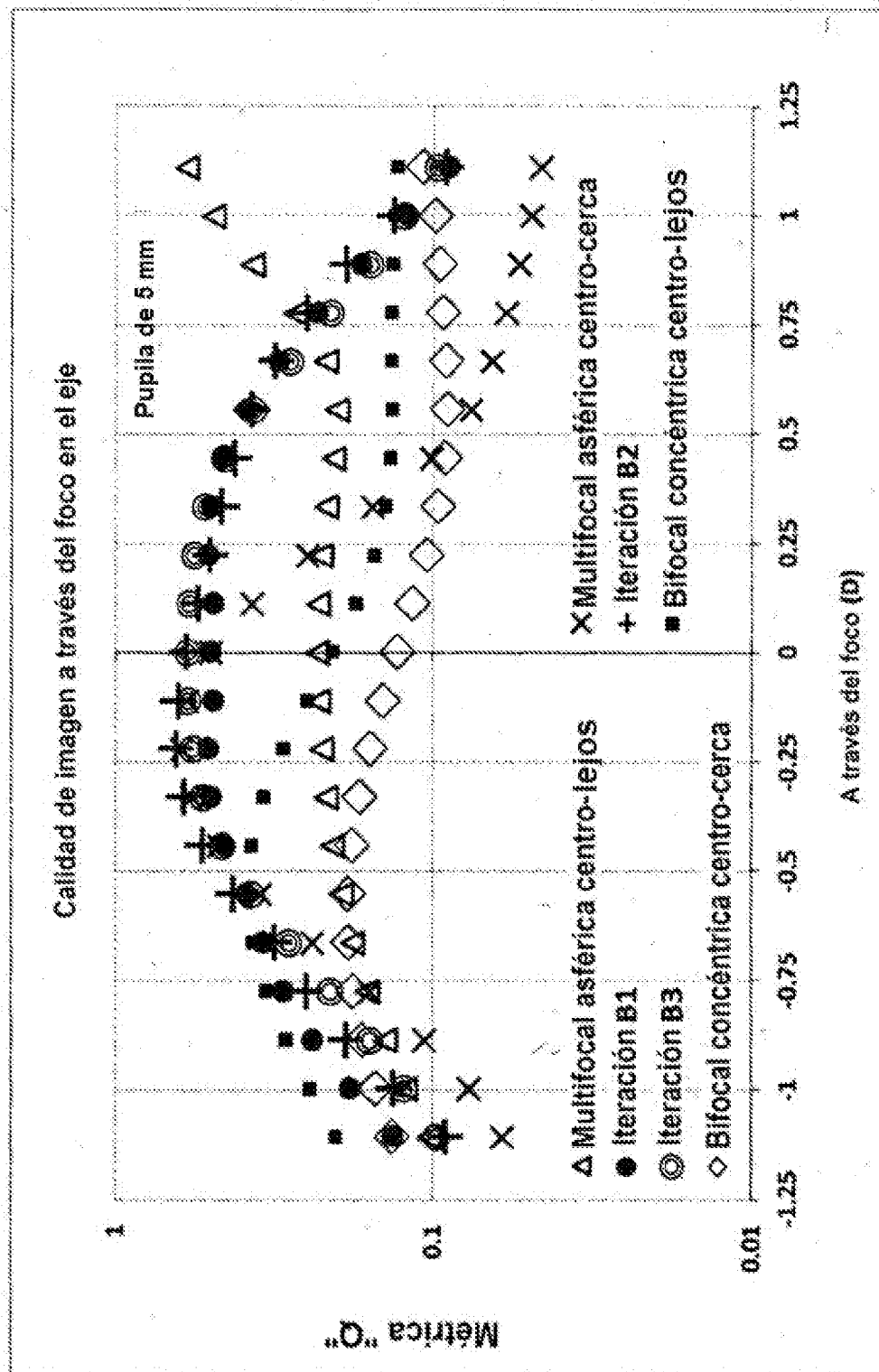


Figura 36

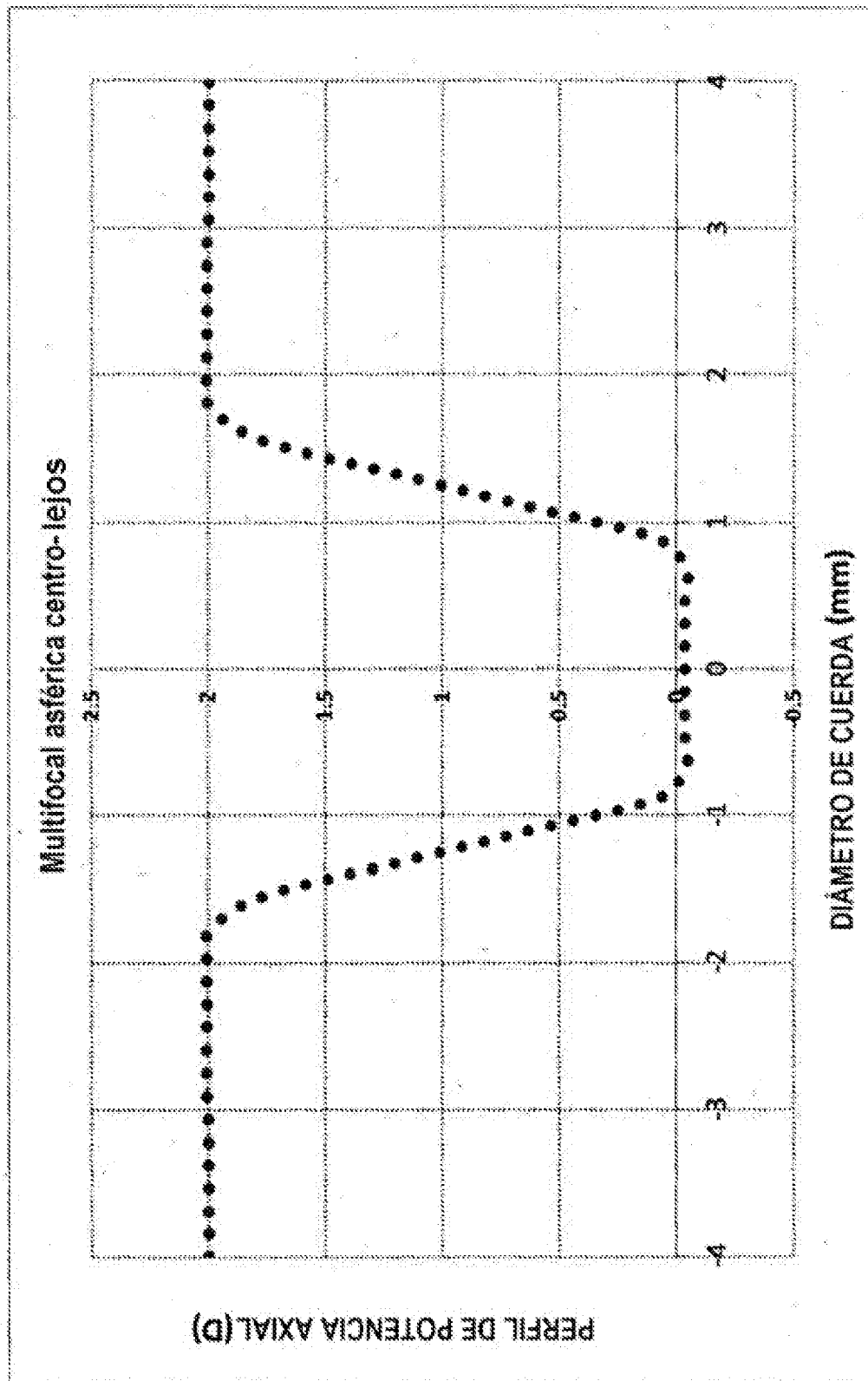


Figura 37

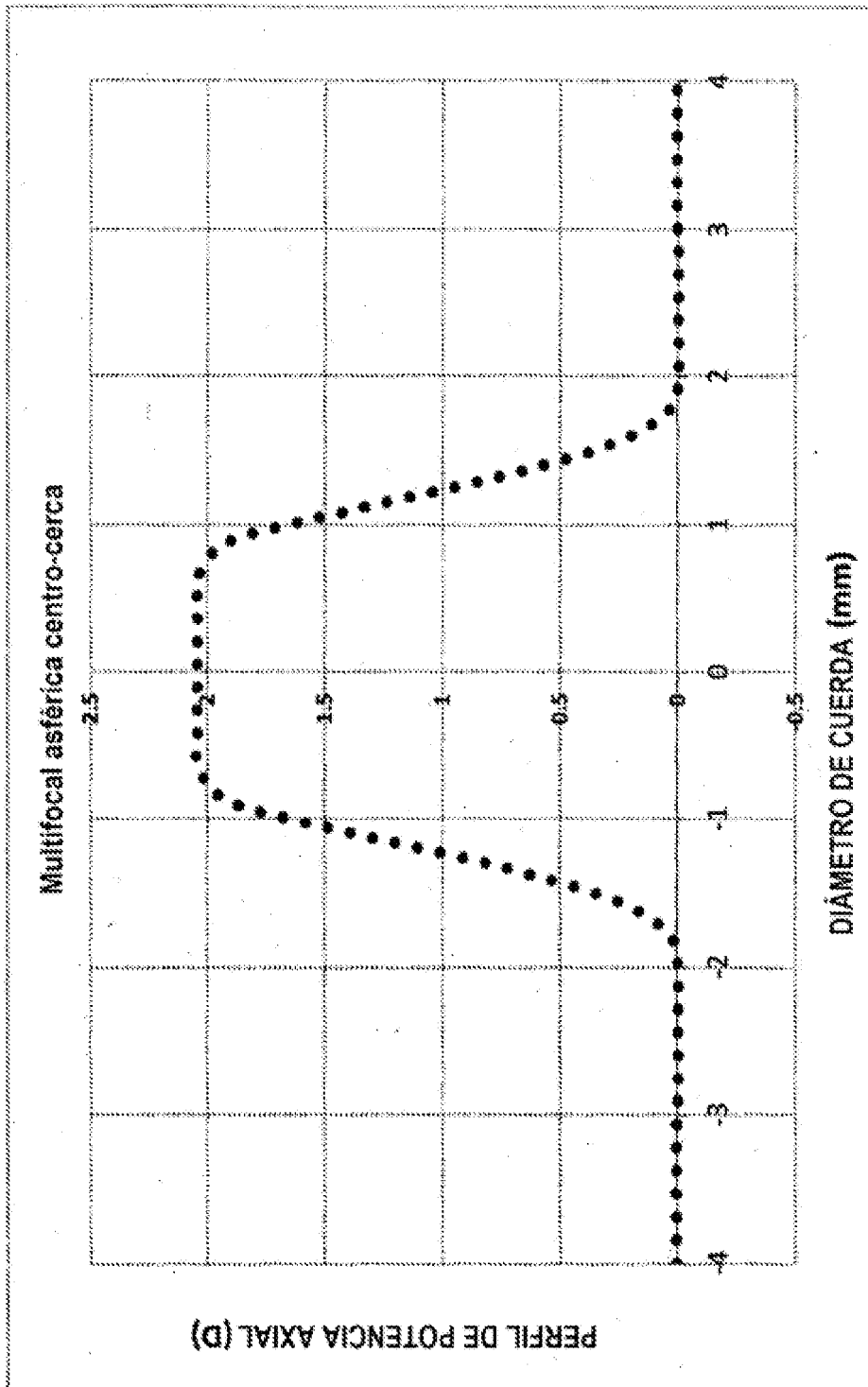


Figura 38

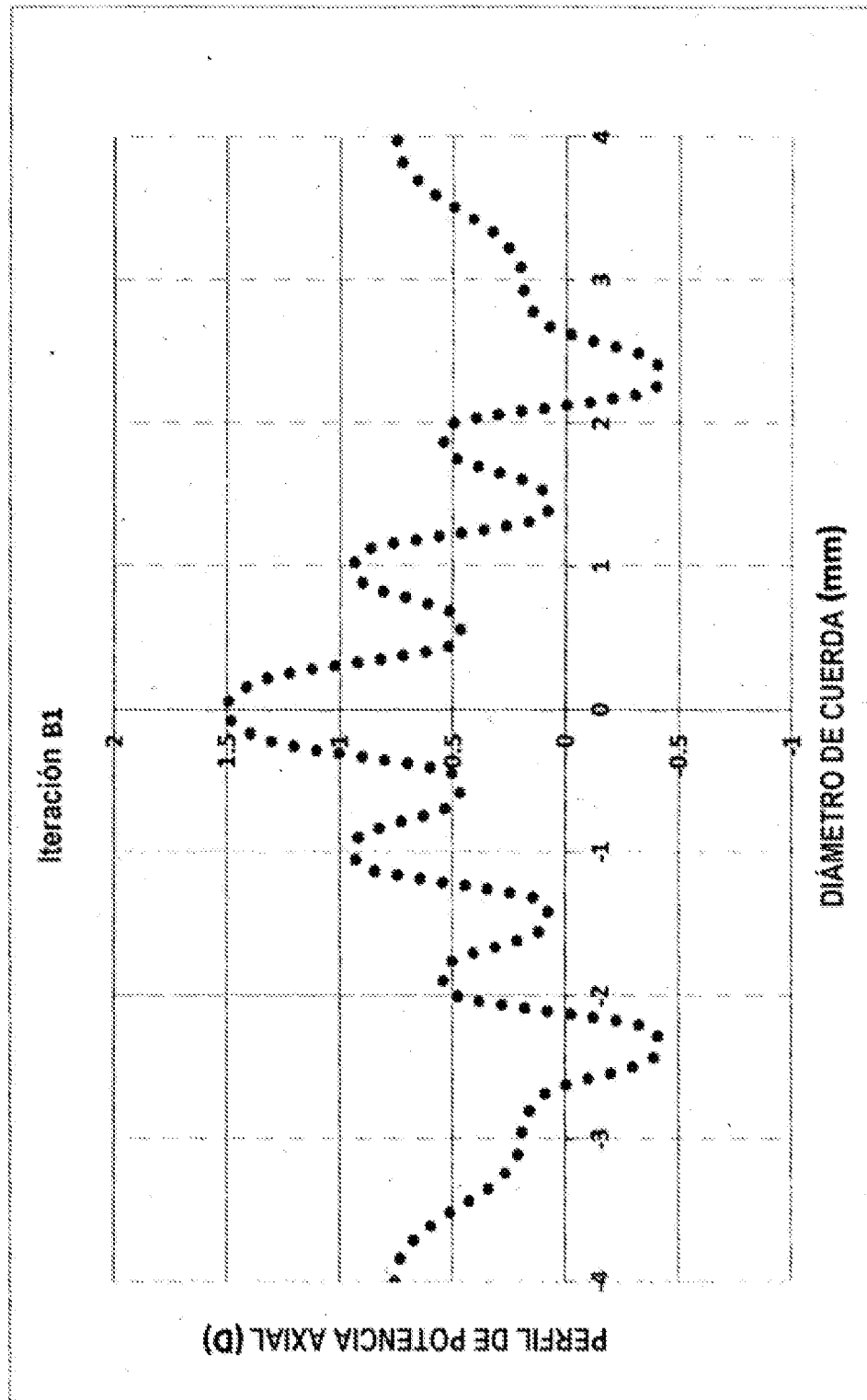


Figura 39

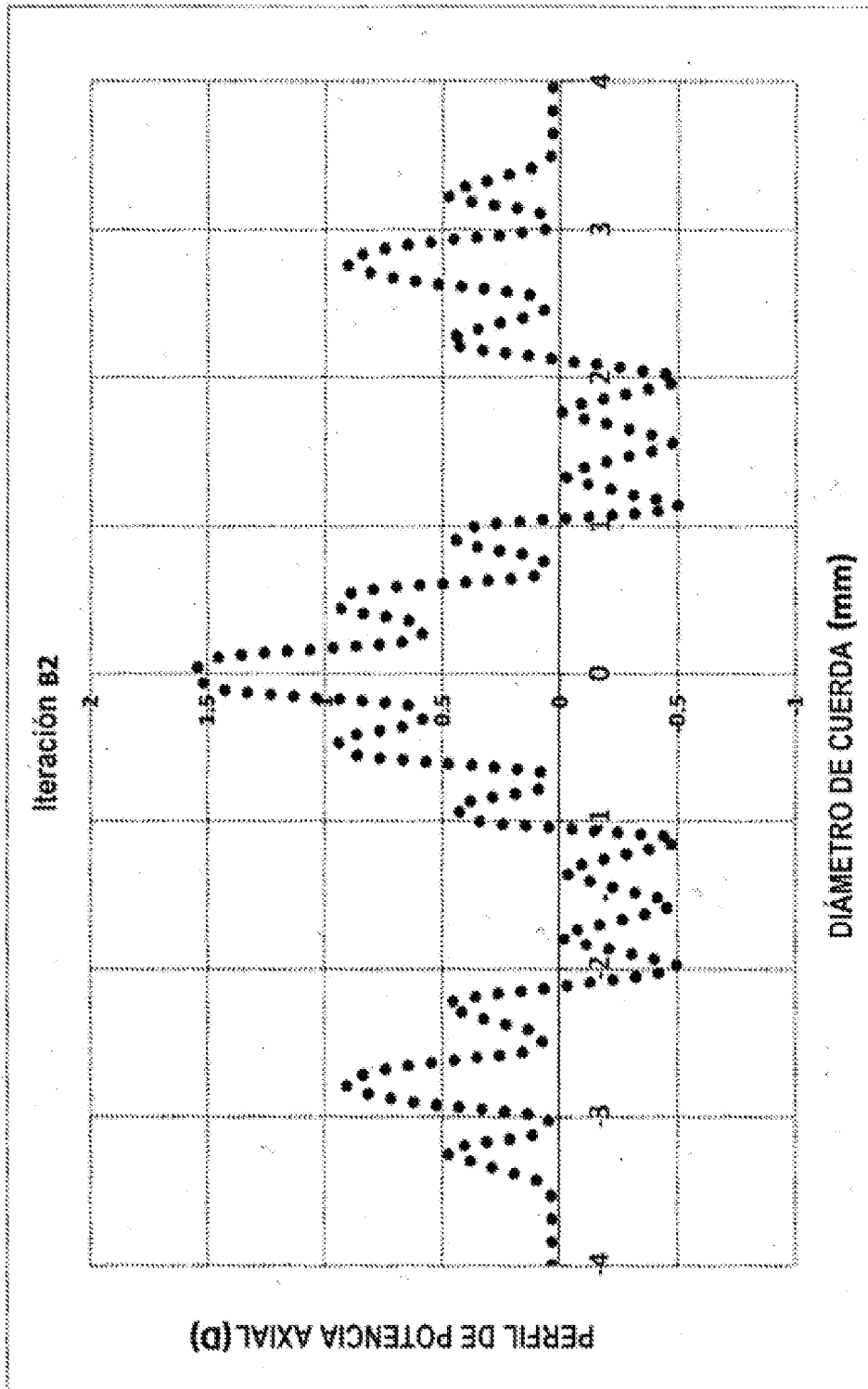


Figura 40

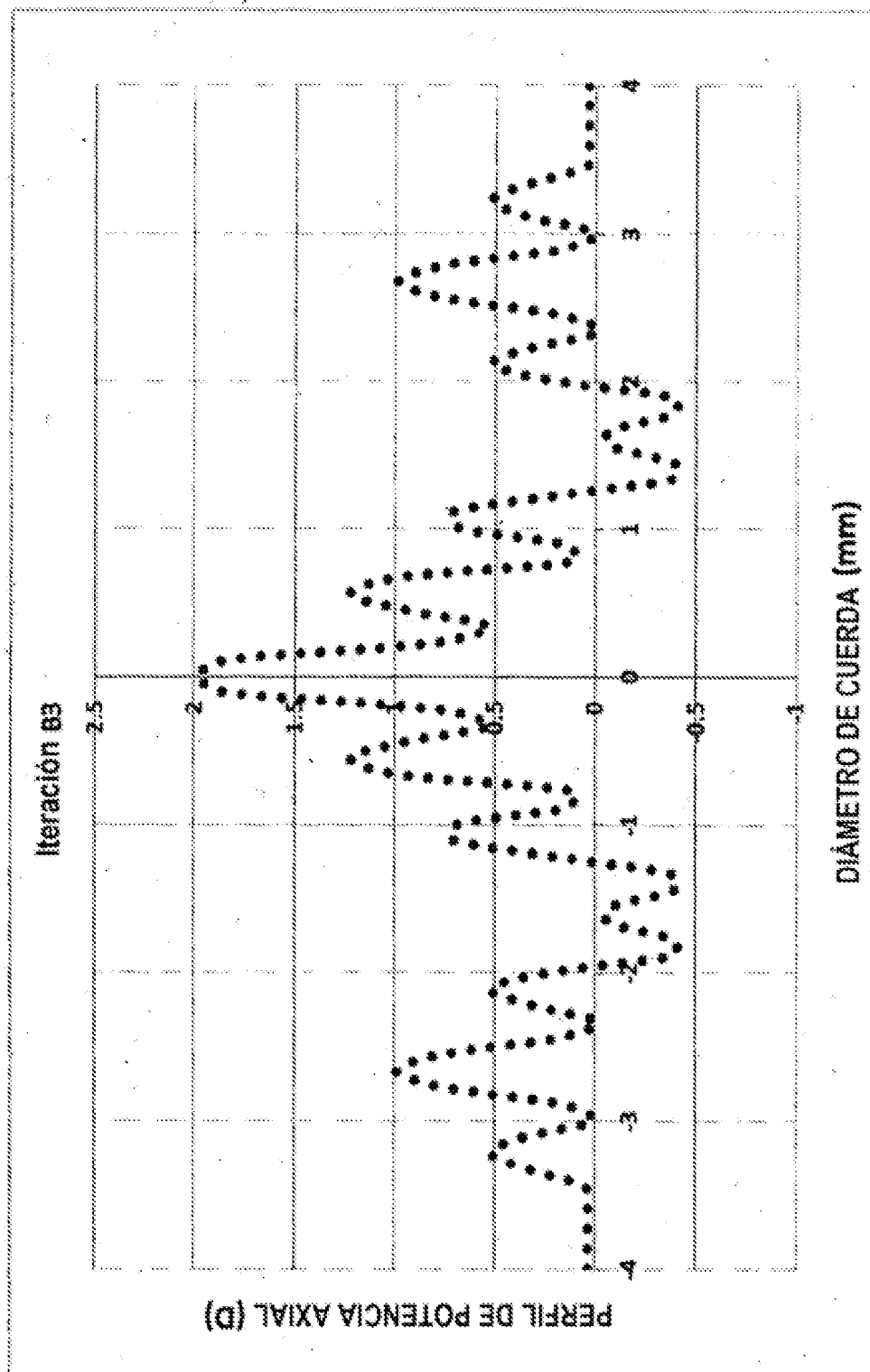


Figura 41

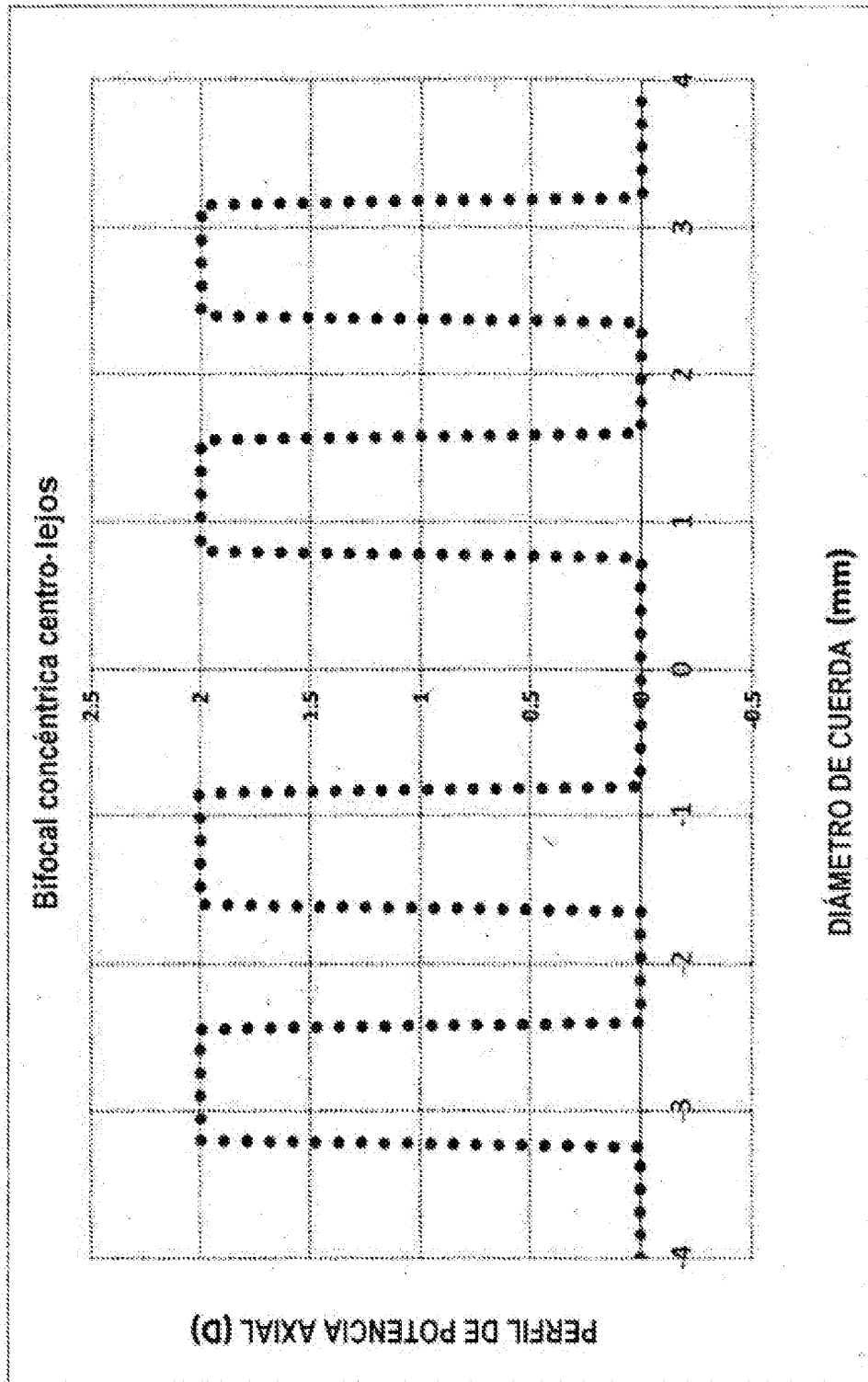


Figura 42

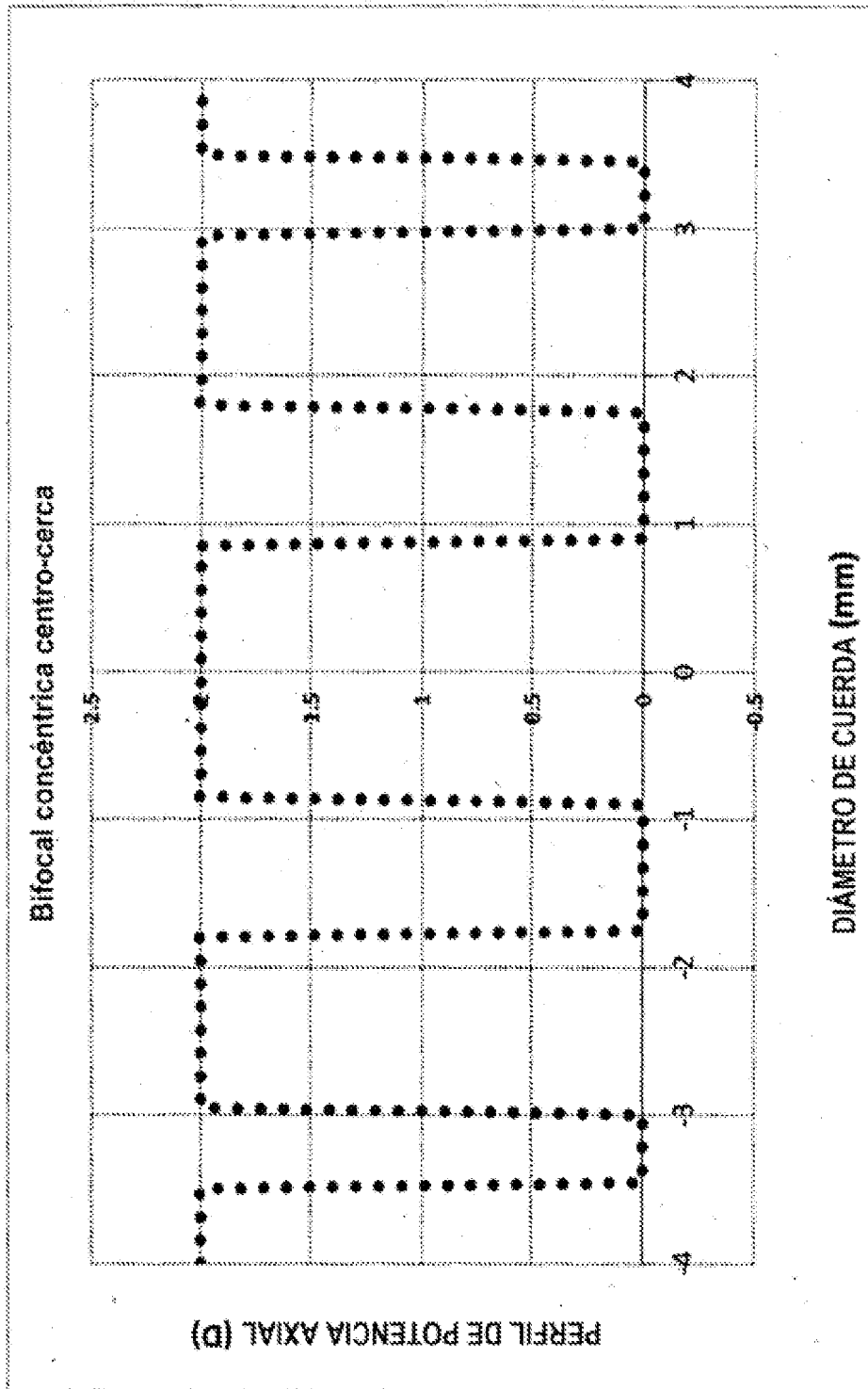


Figura 43

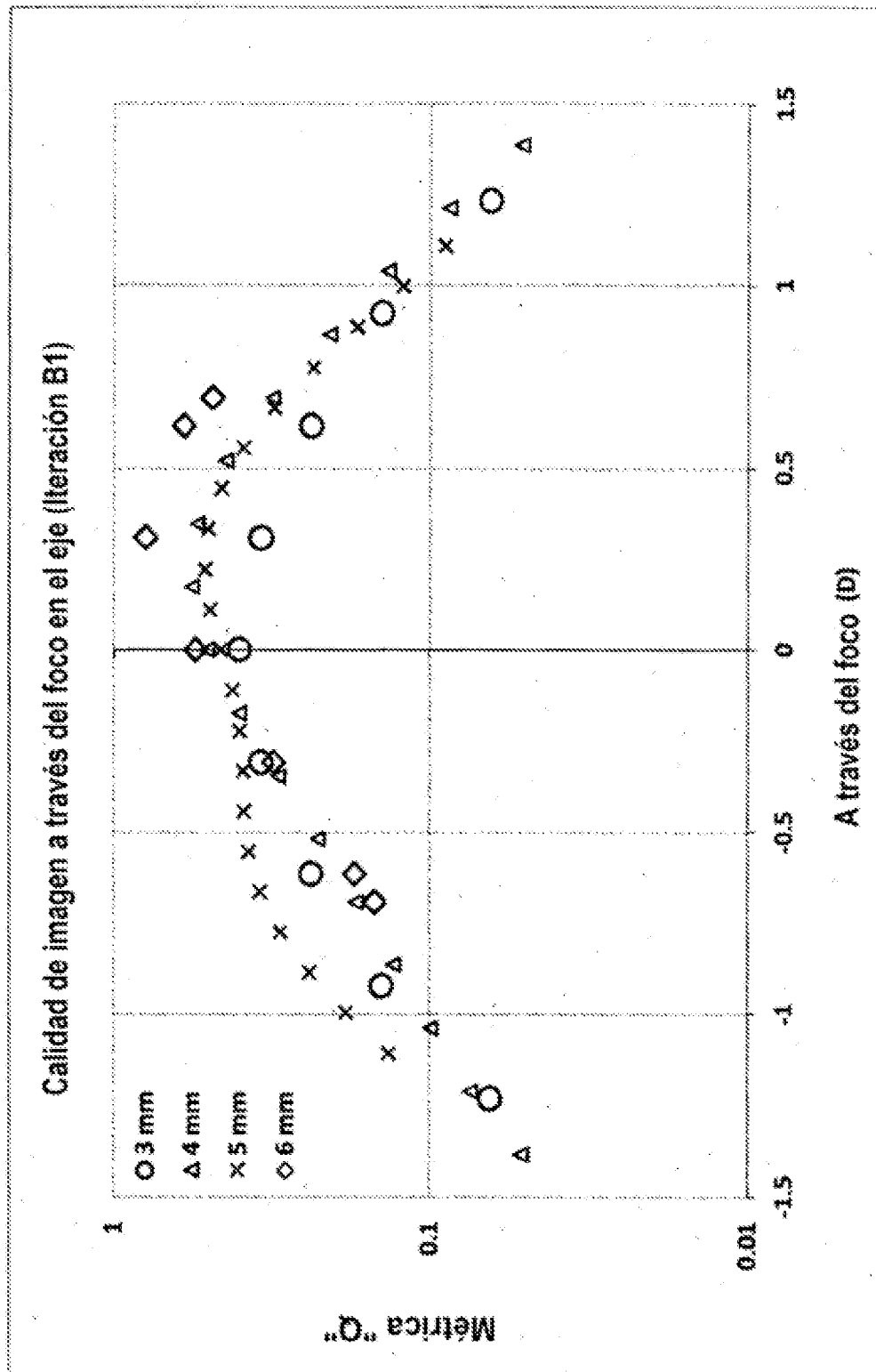


Figura 44

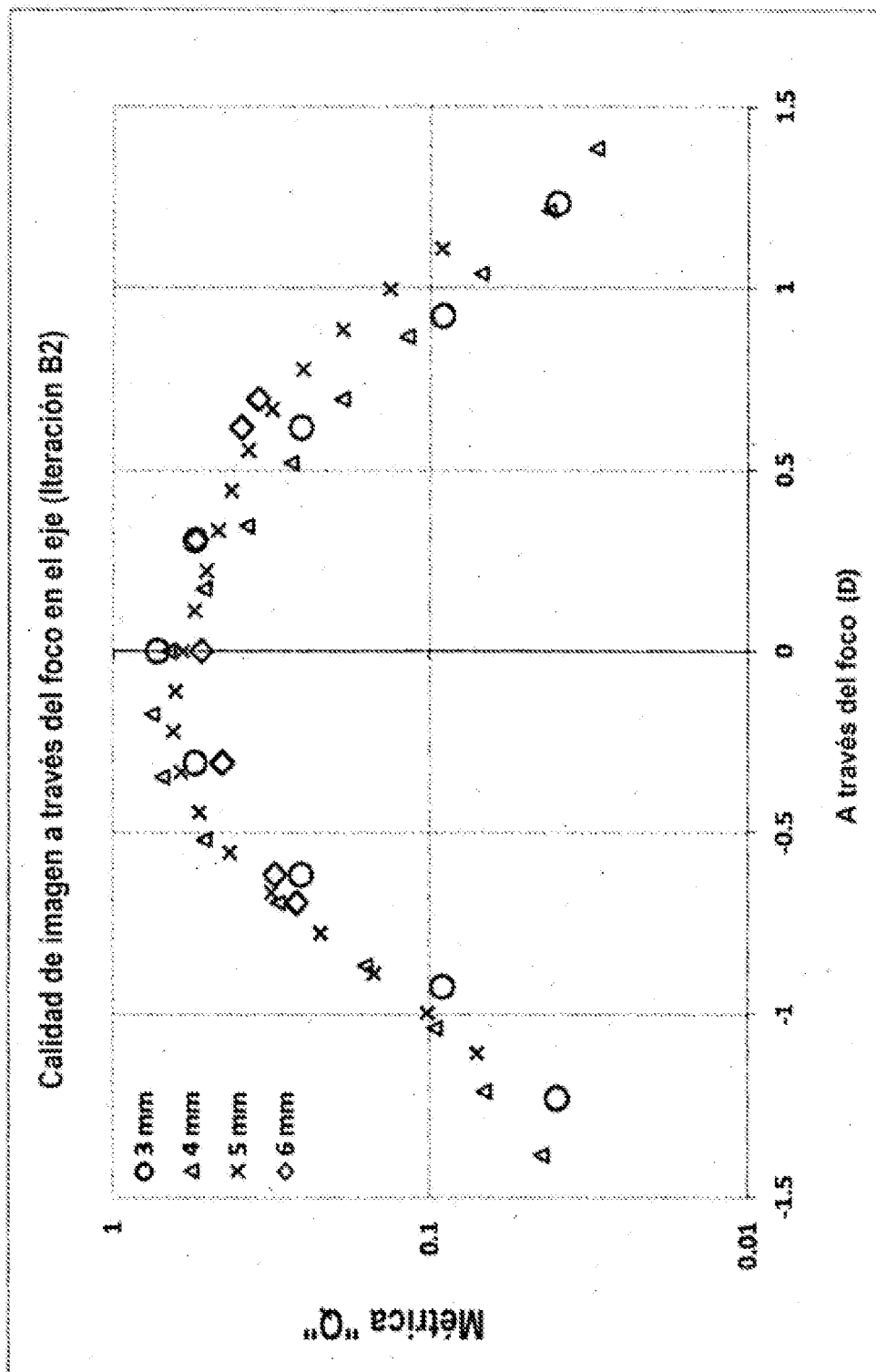


Figura 45

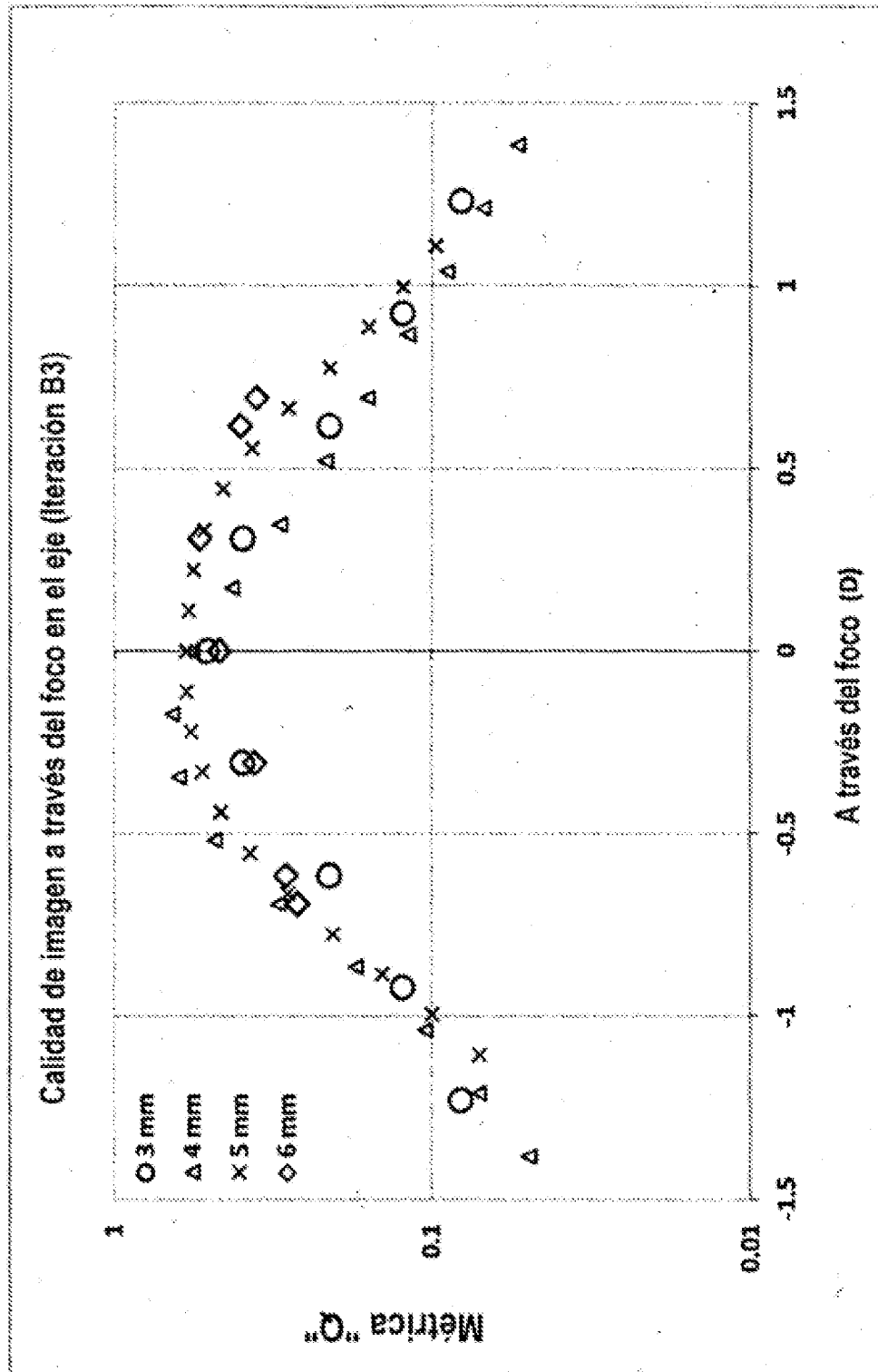


Figura 46

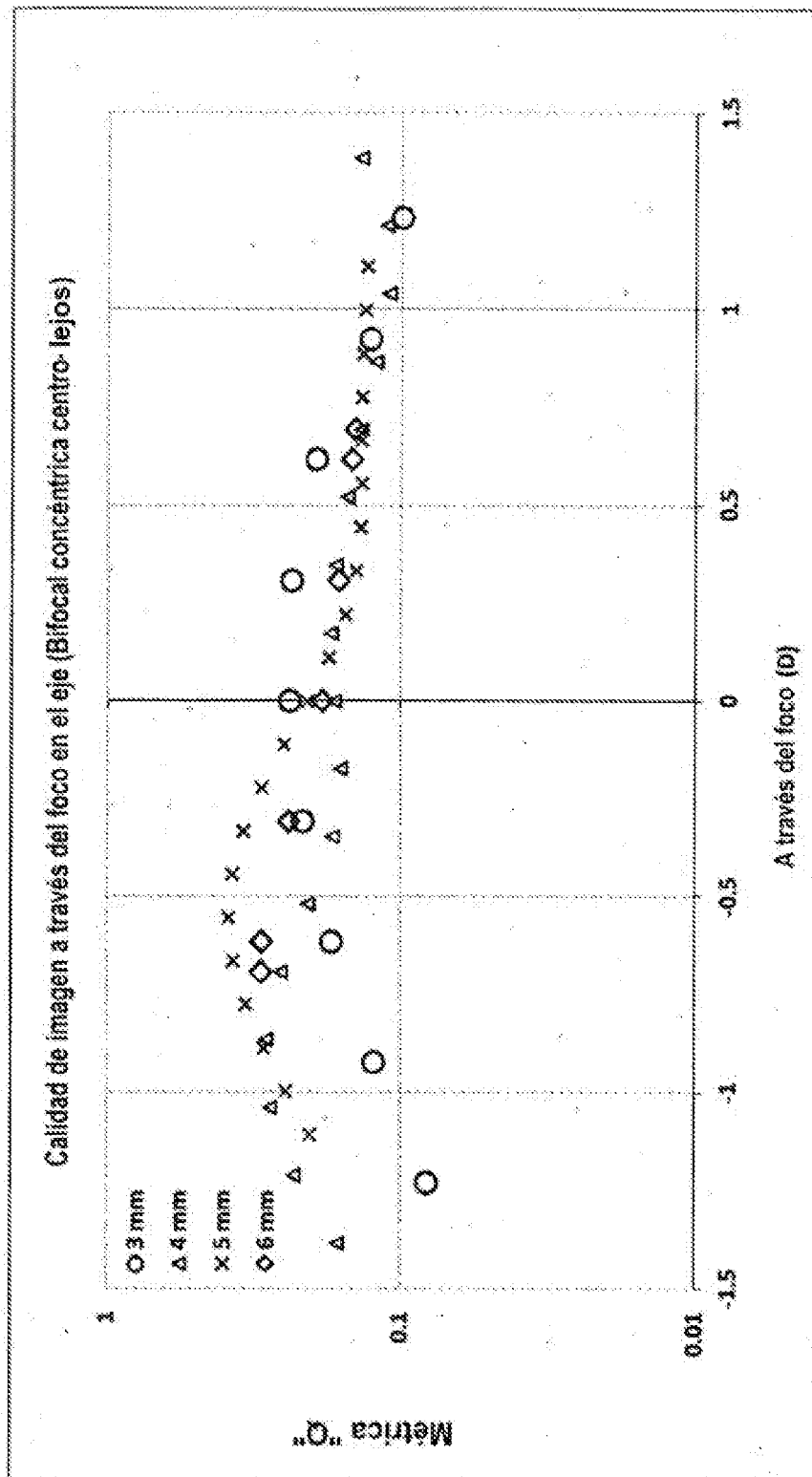


Figura 47

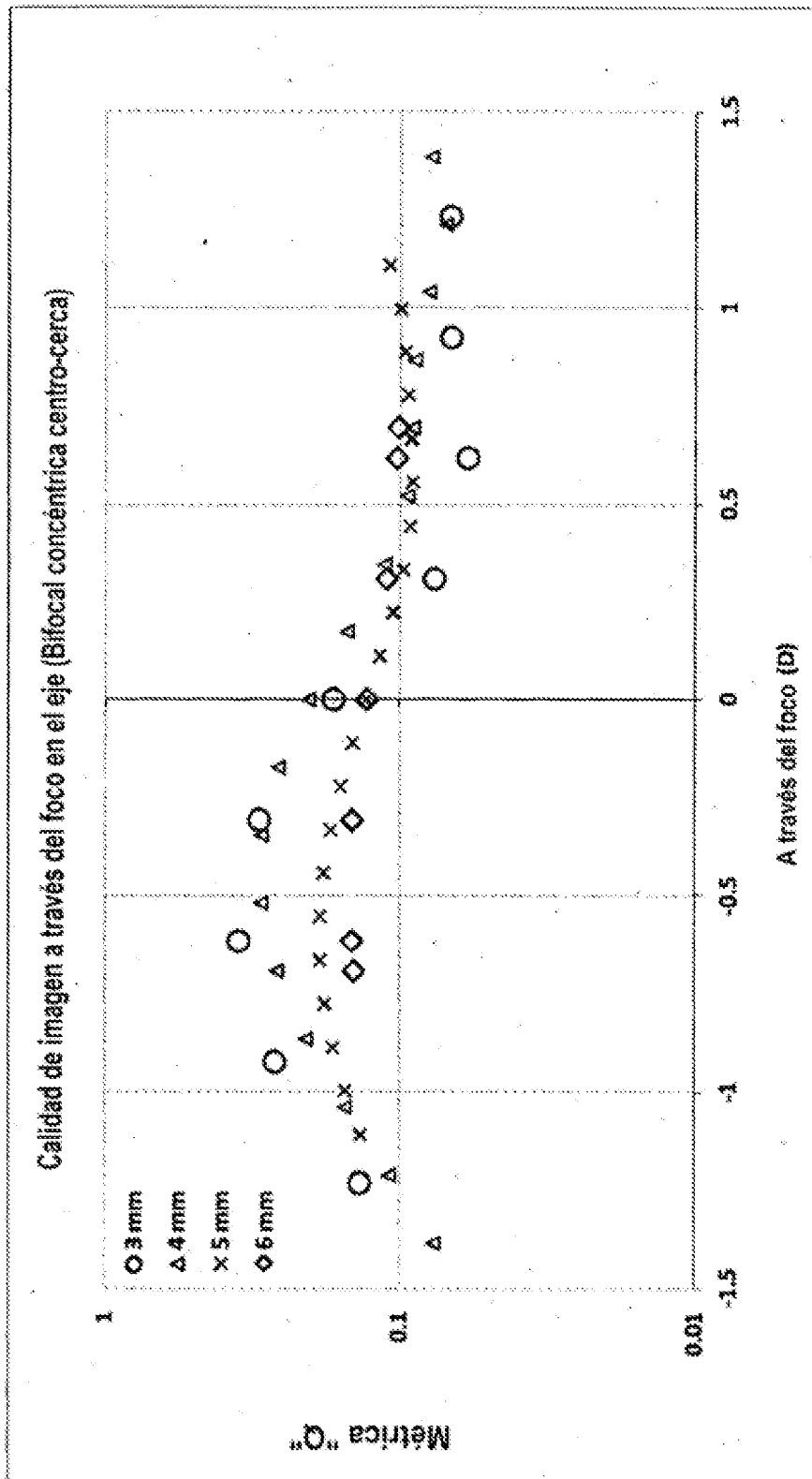


Figura 48

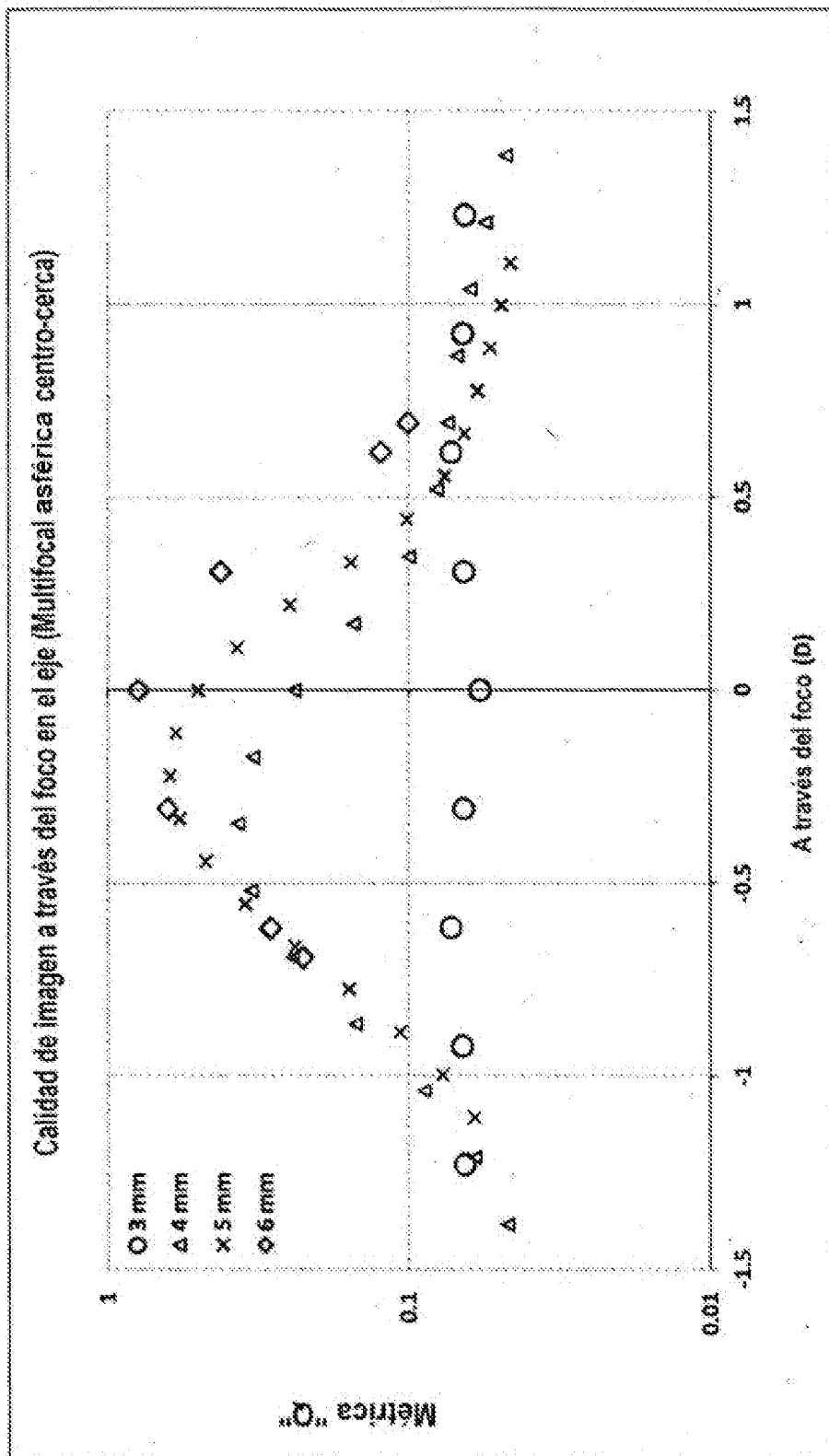


Figura 49

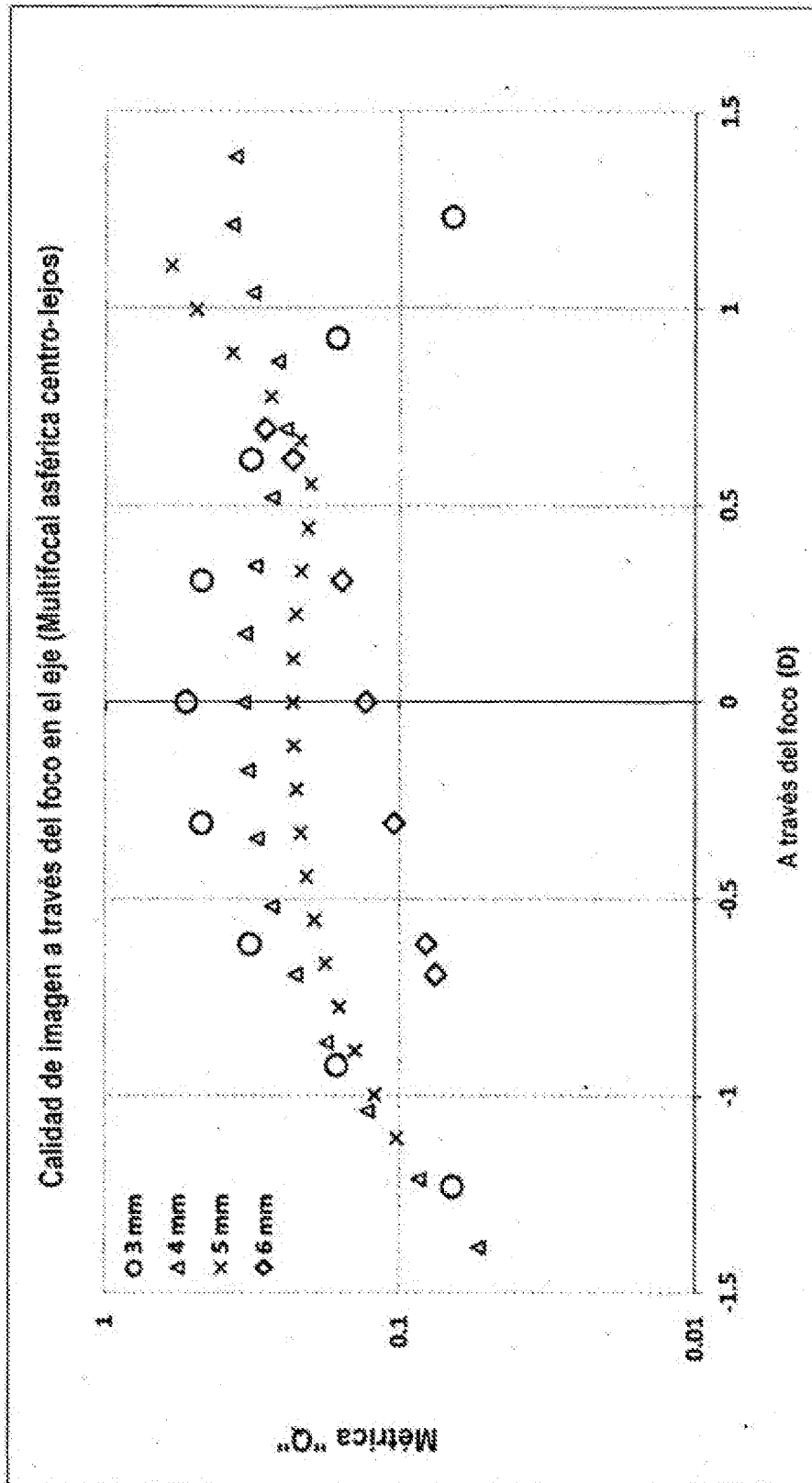


Figura 50

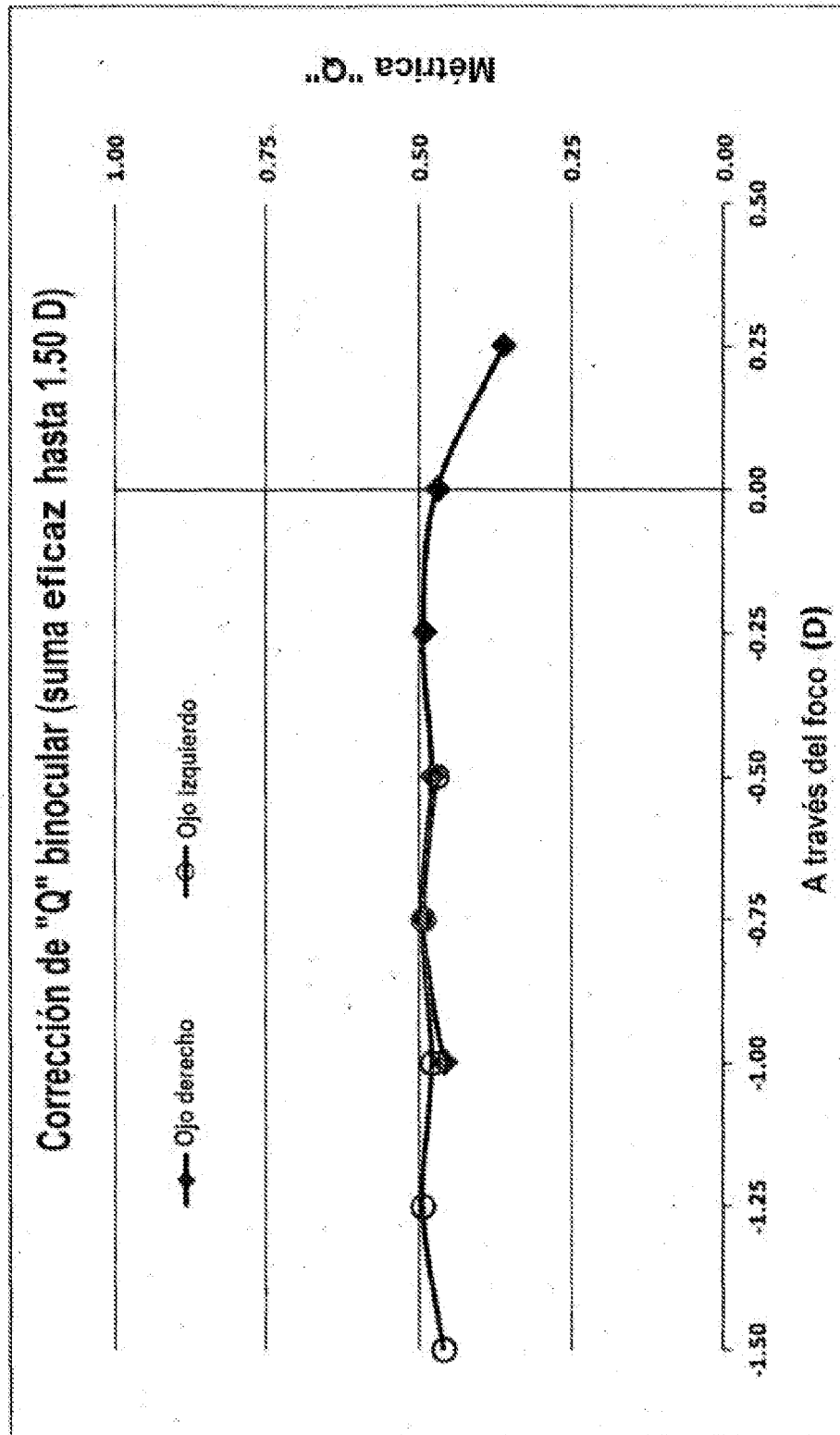


Figura 51

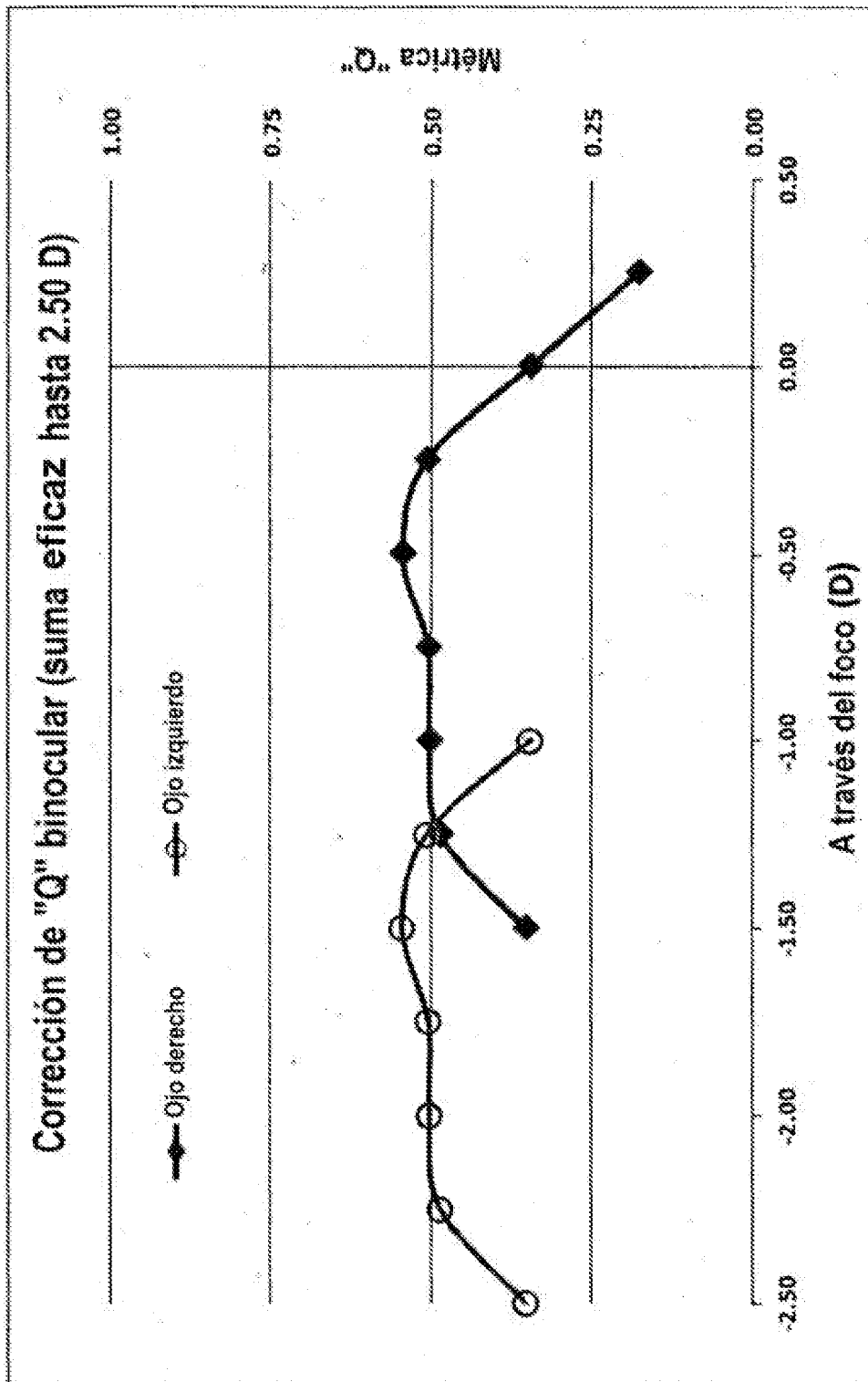


Figura 52

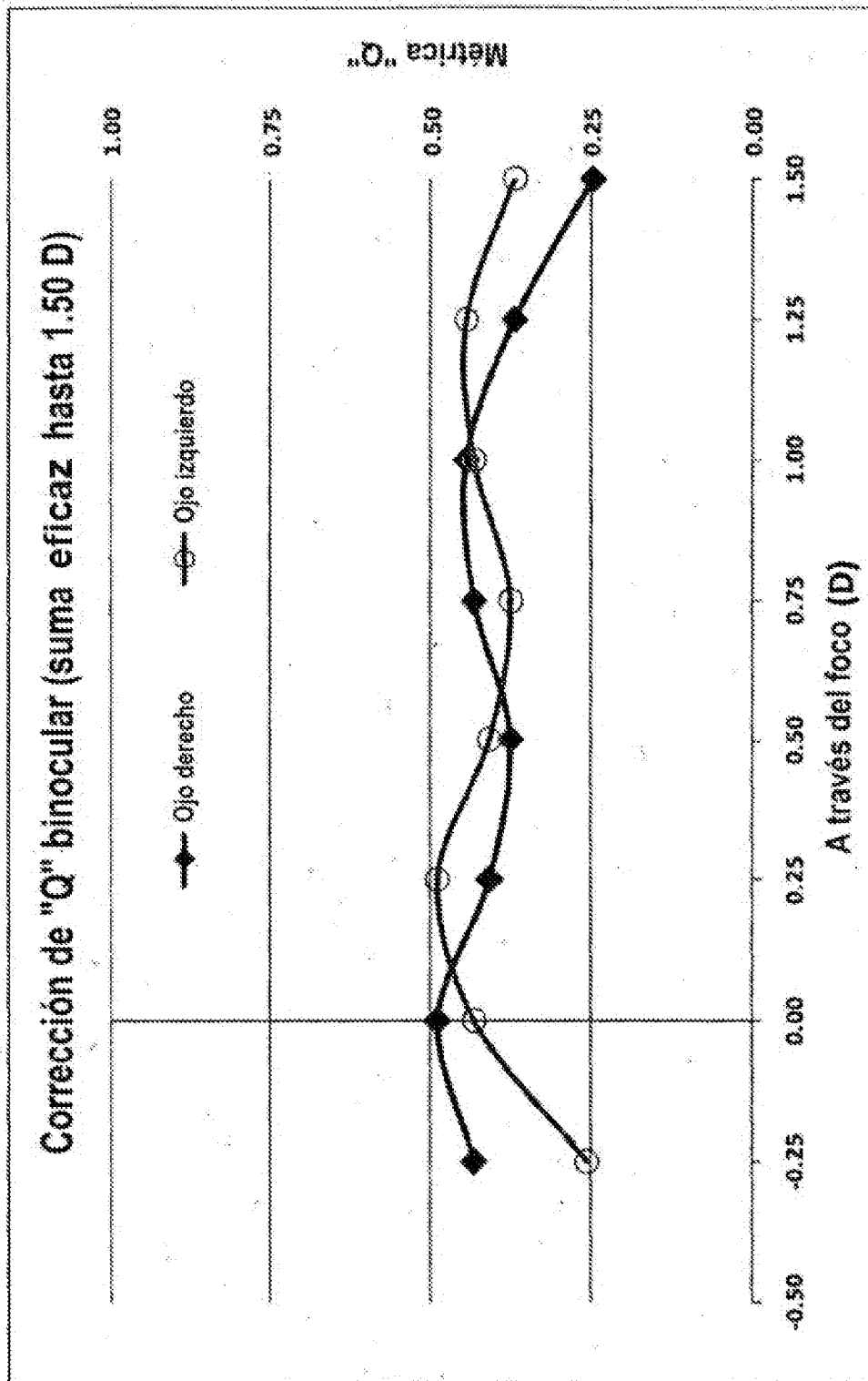


Figura 53

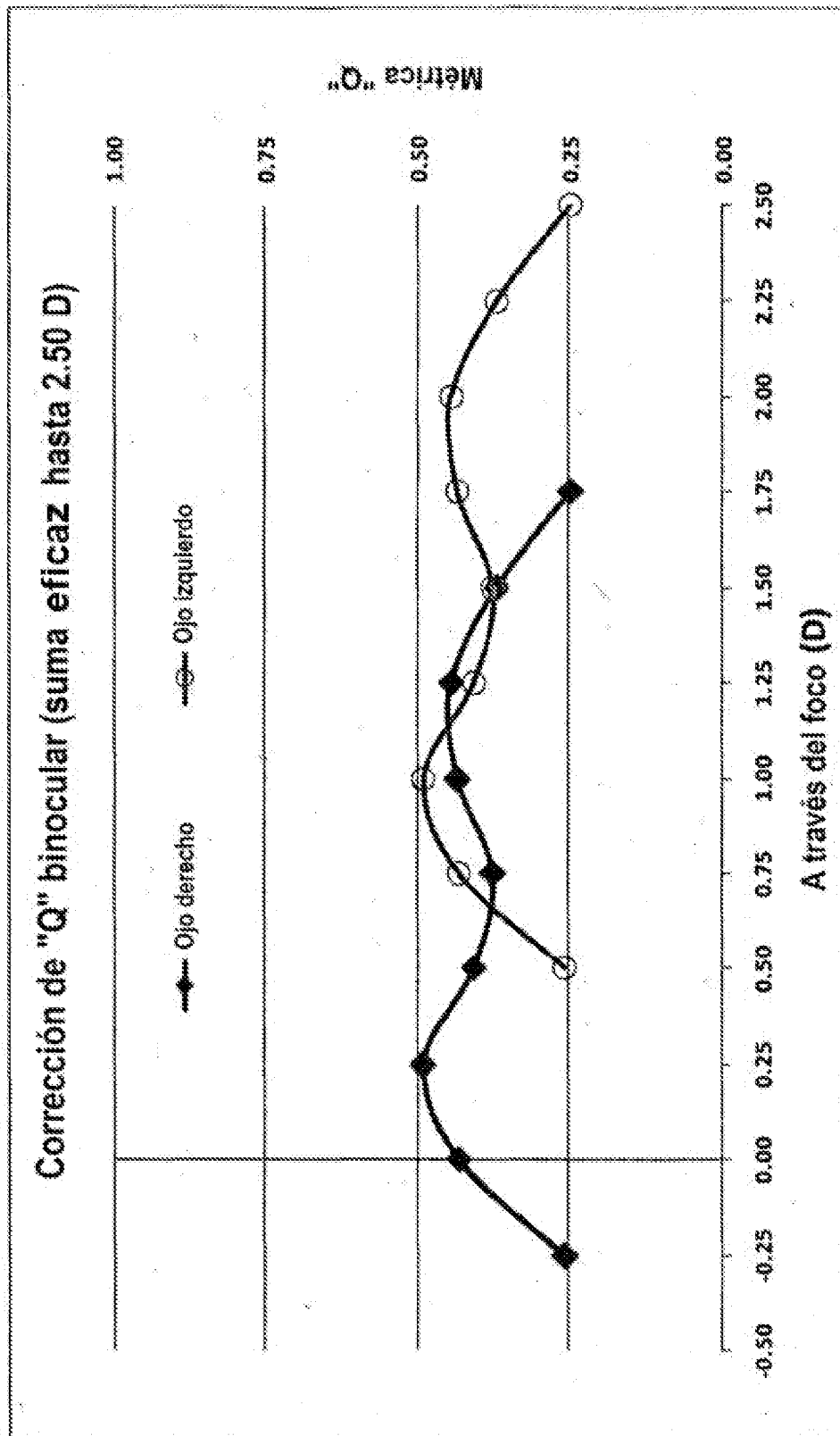


Figura 54

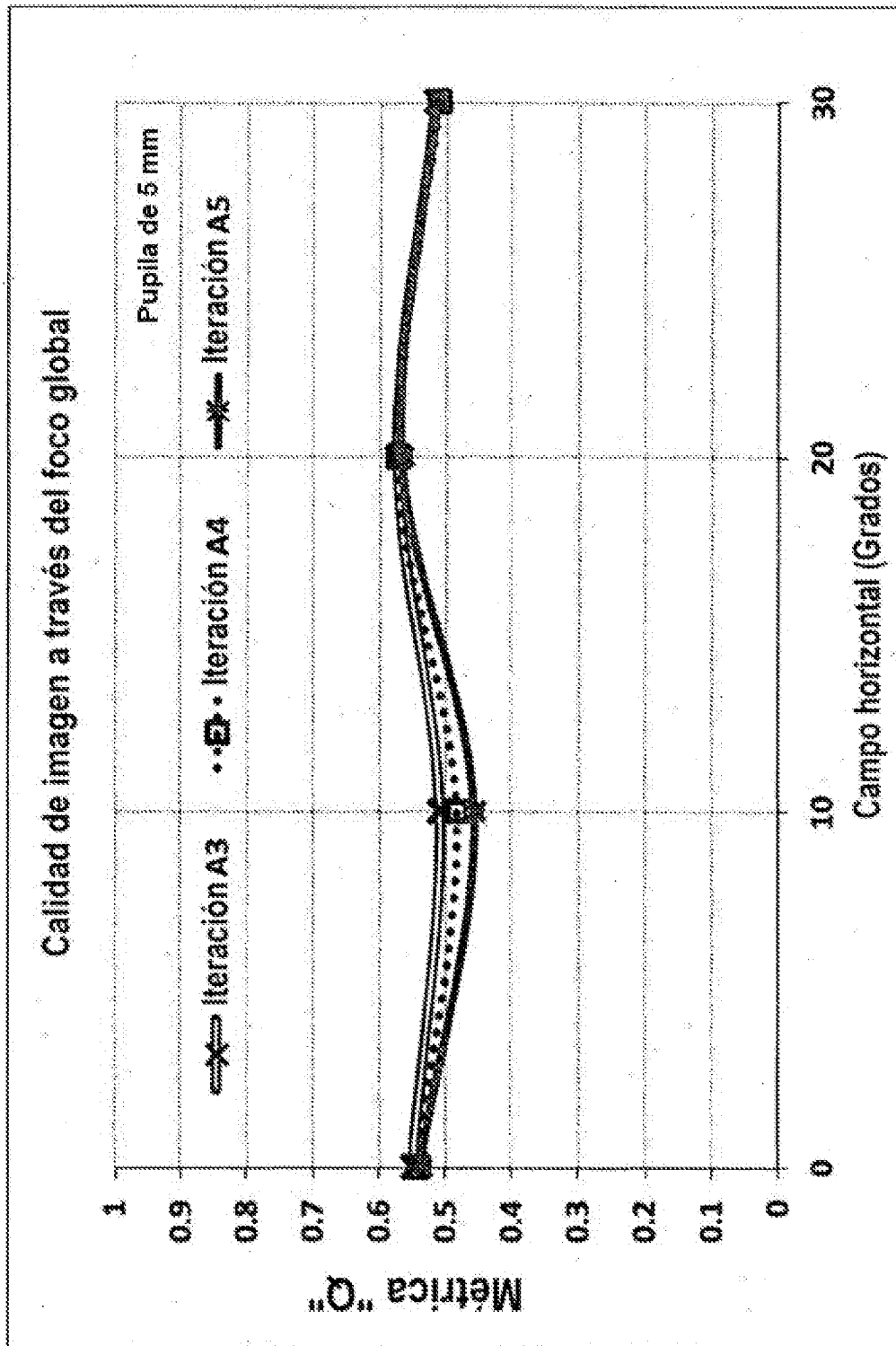


Figura 55

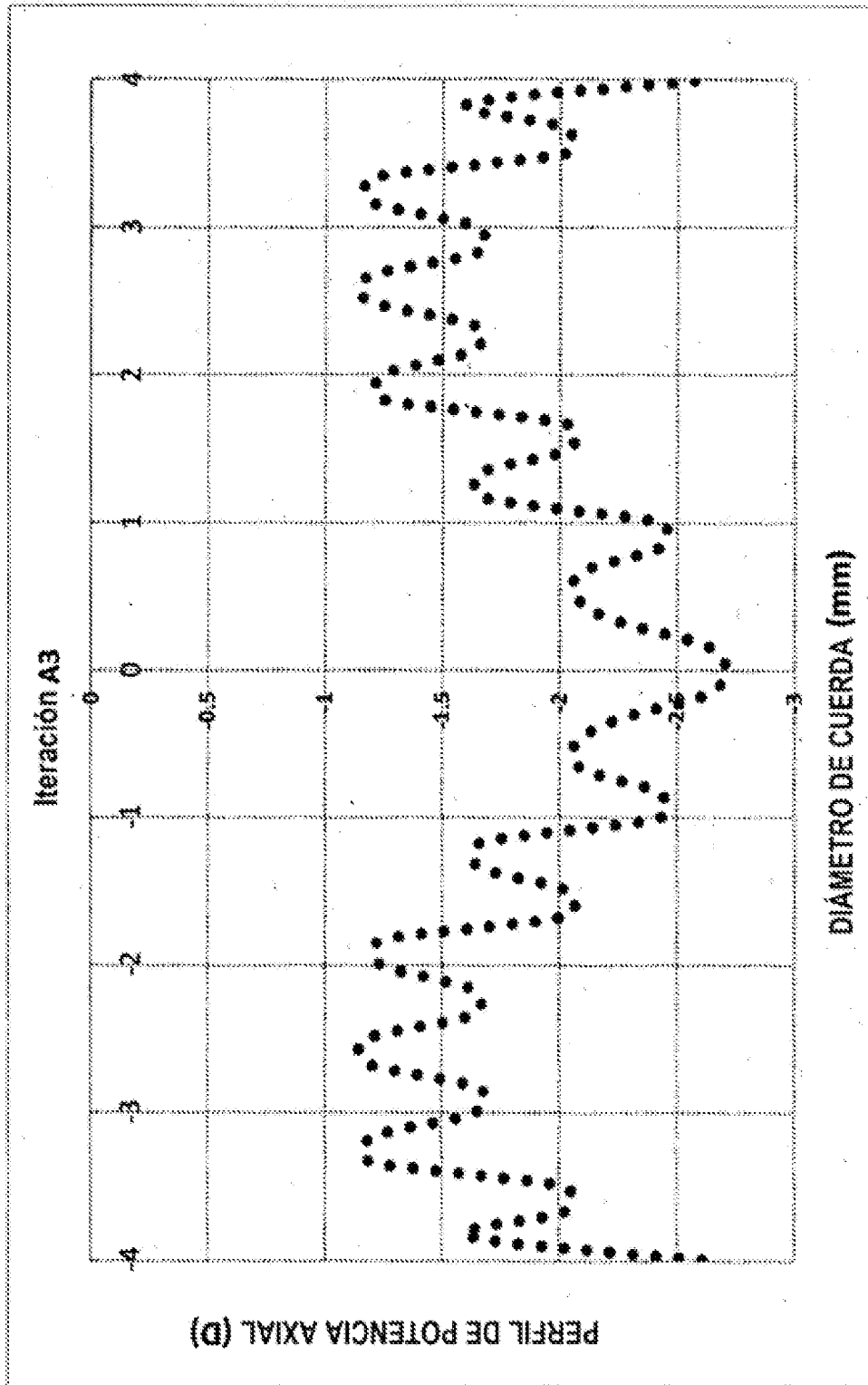


Figura 56

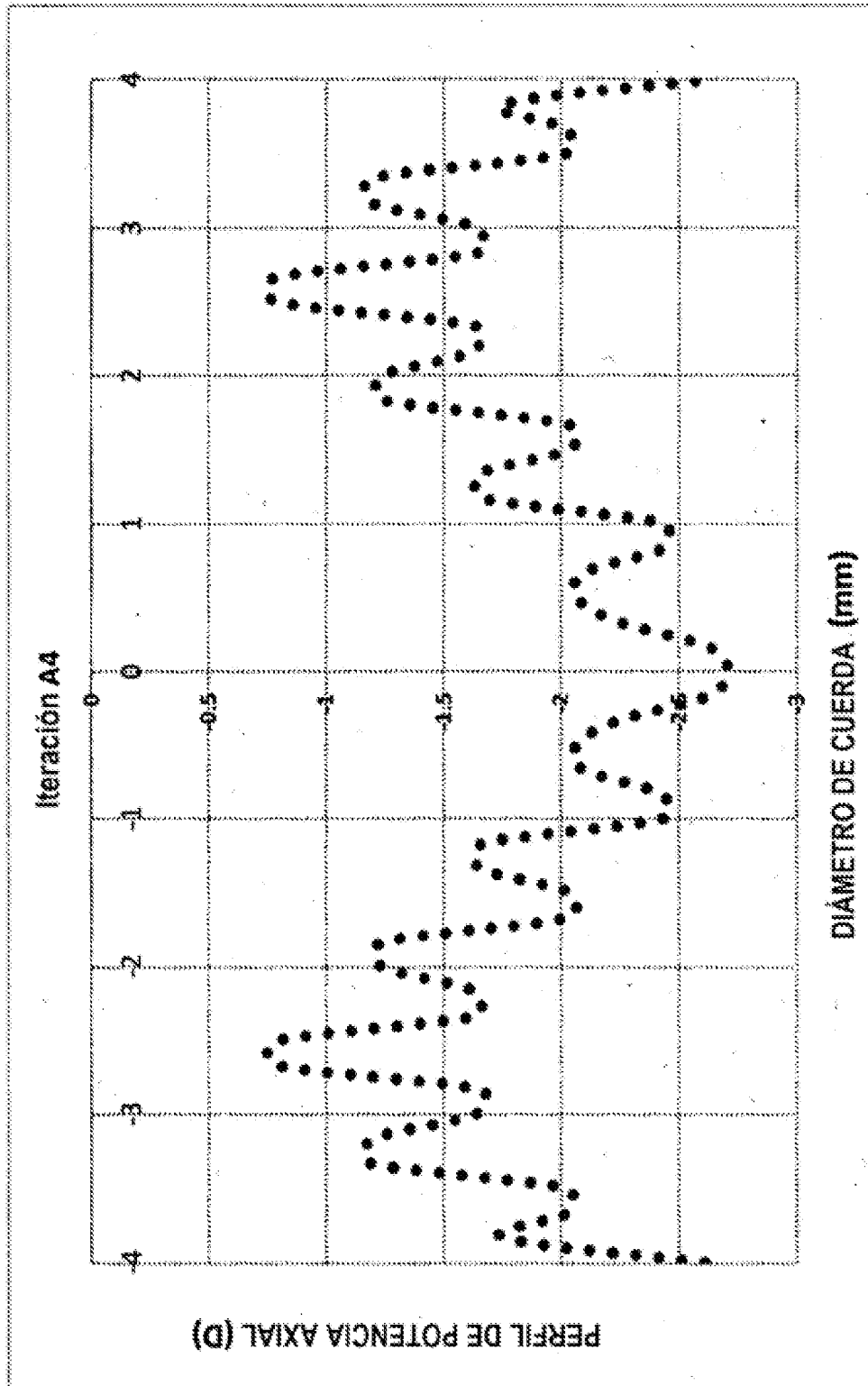


Figura 57

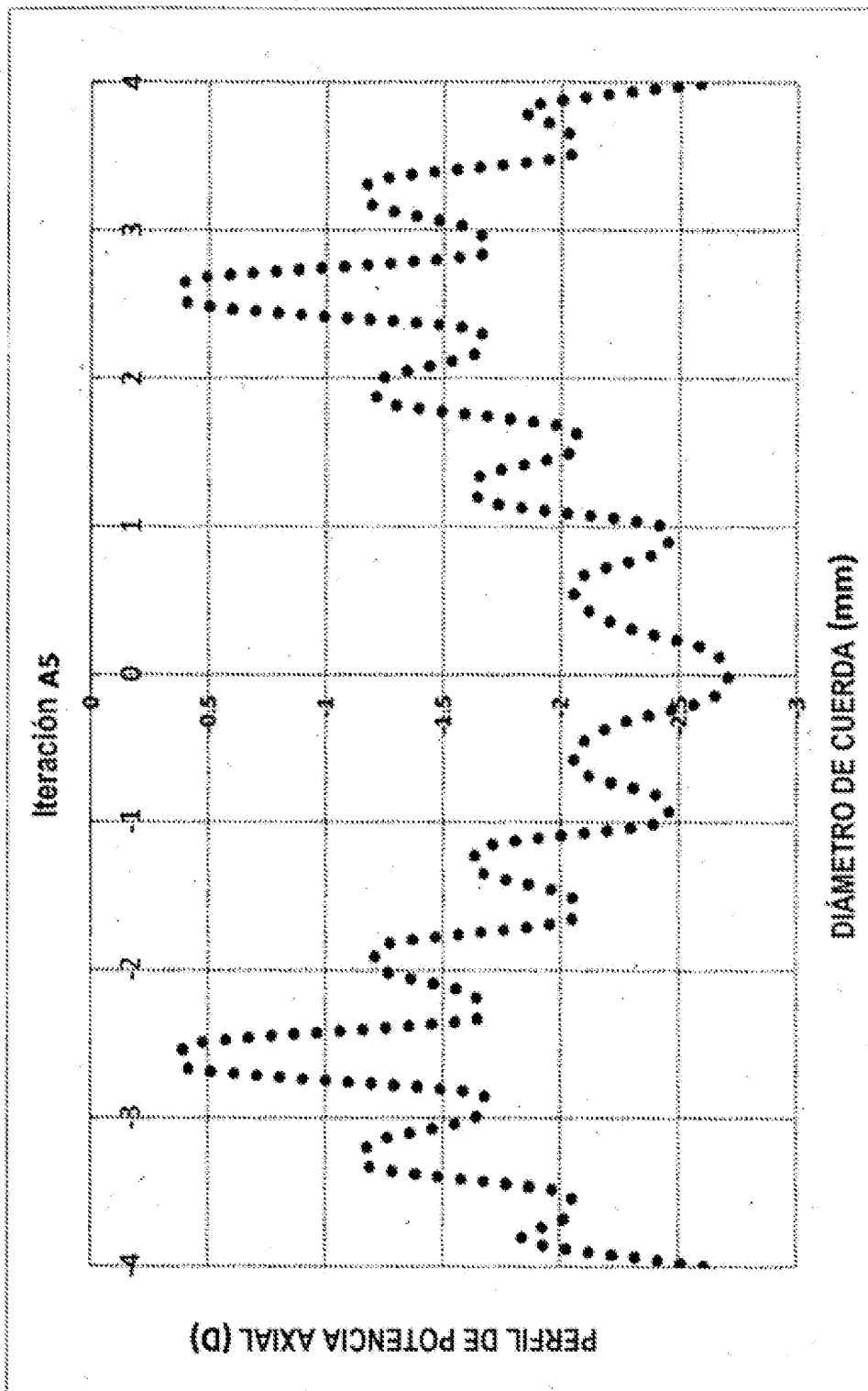


Figura 58

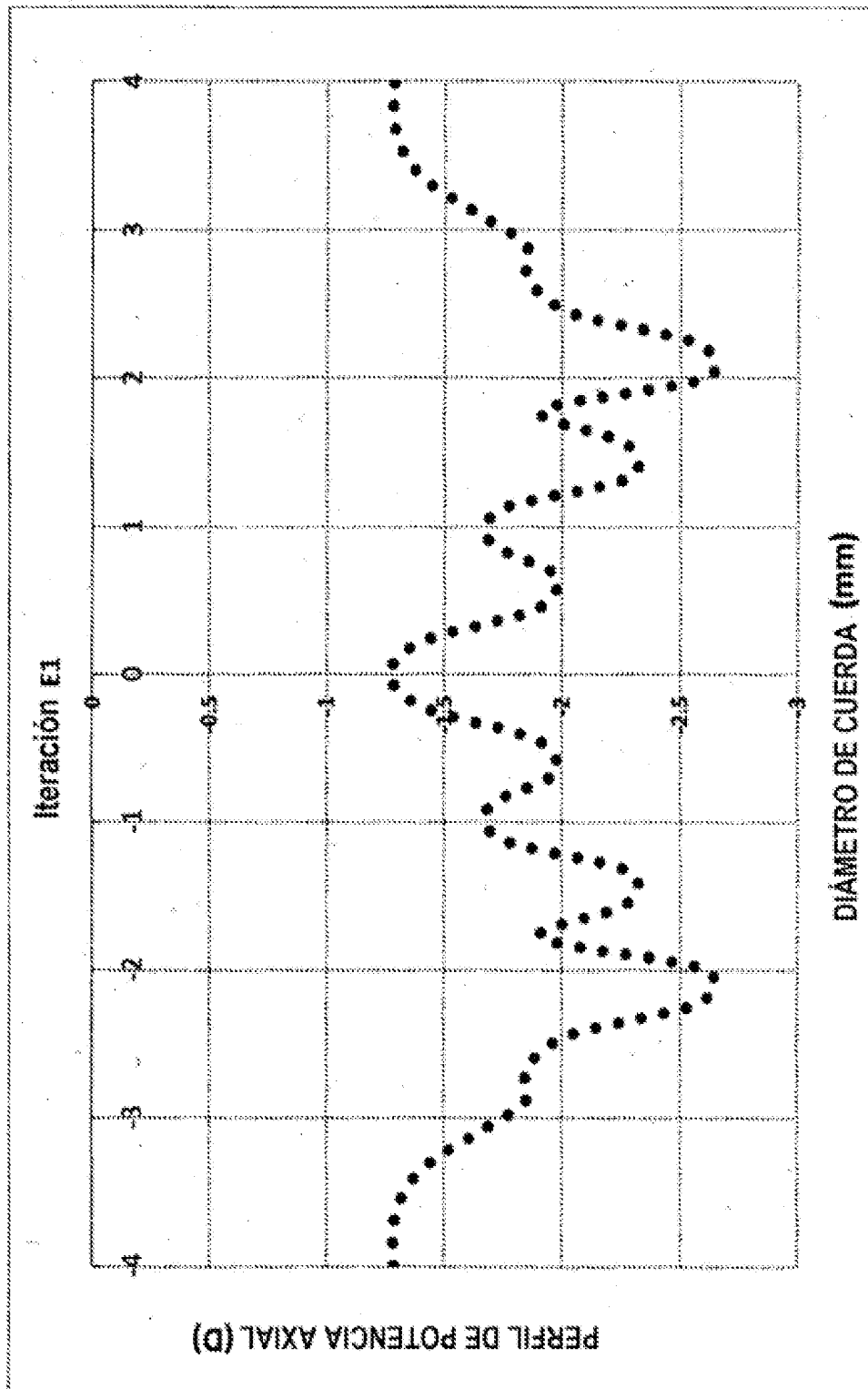


Figura 59

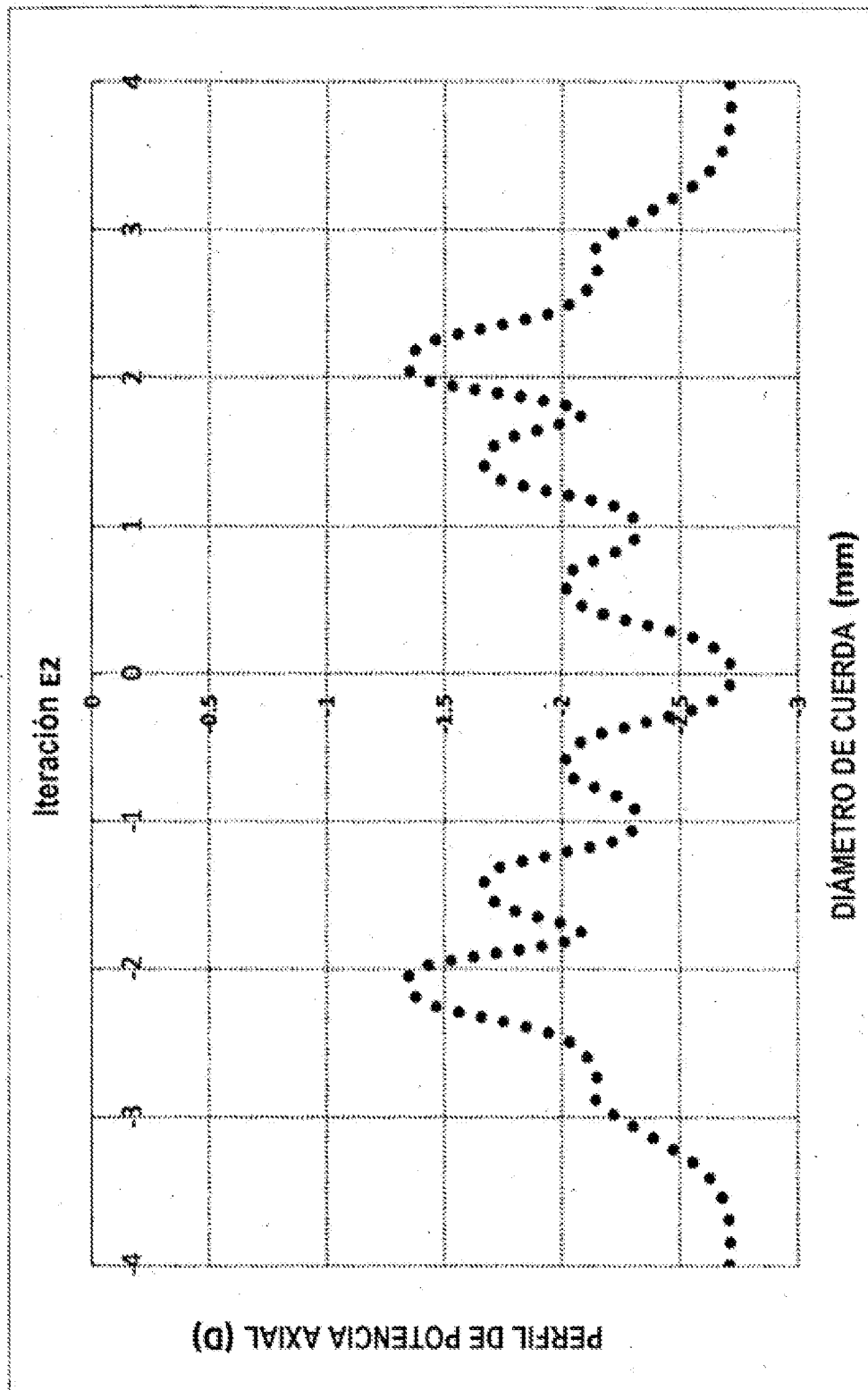


Figura 60

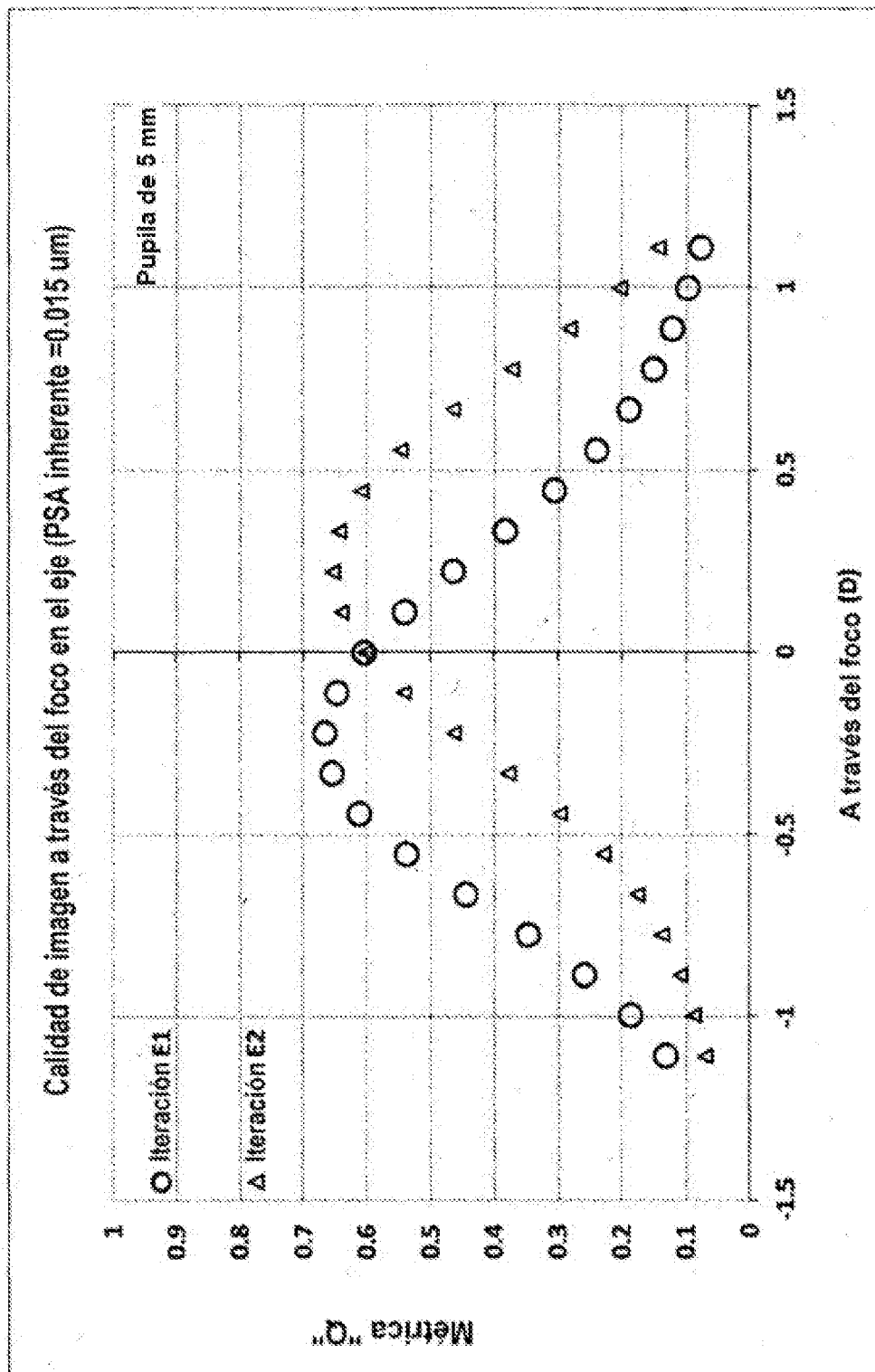


Figura 61

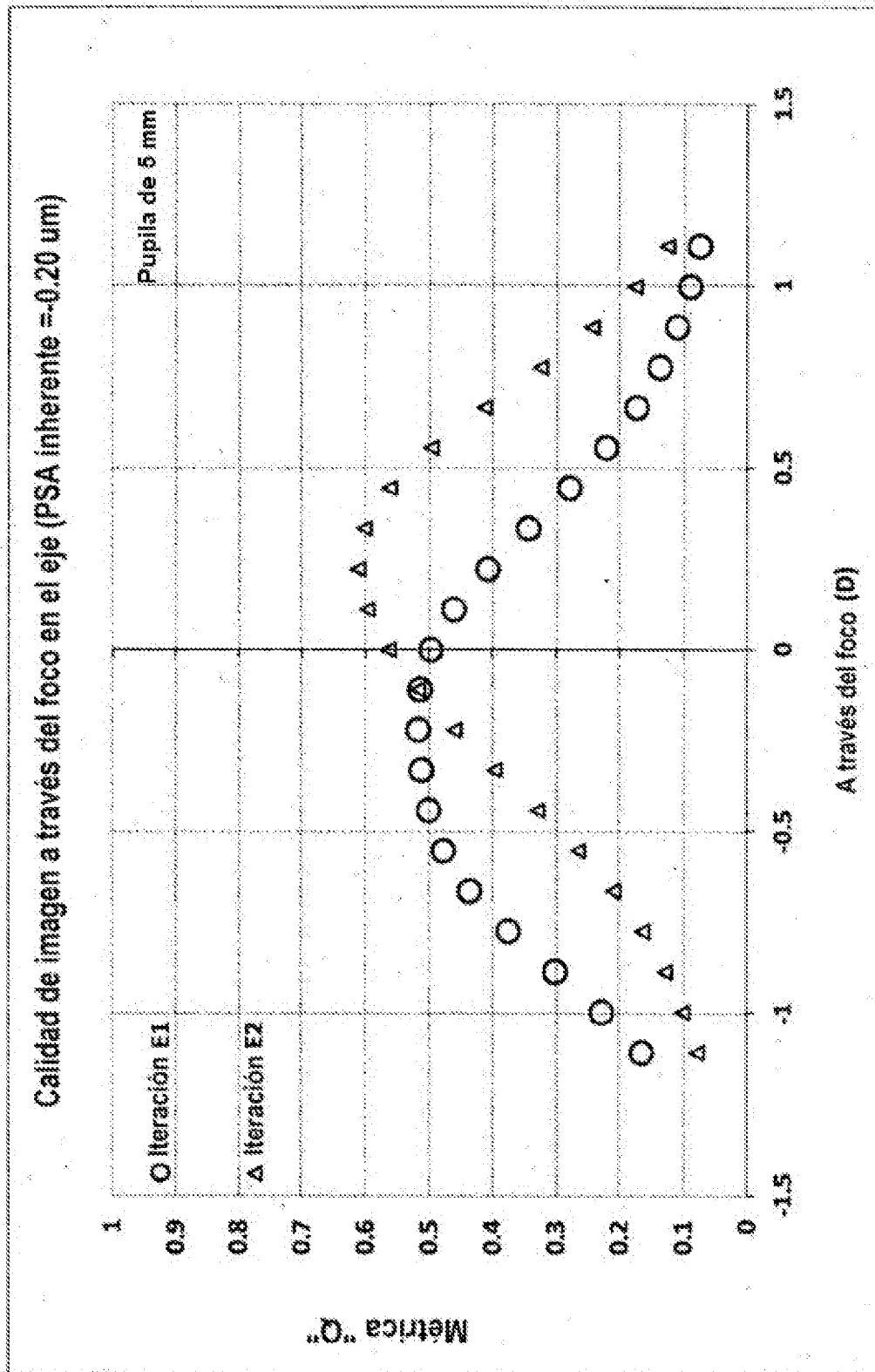


Figura 62

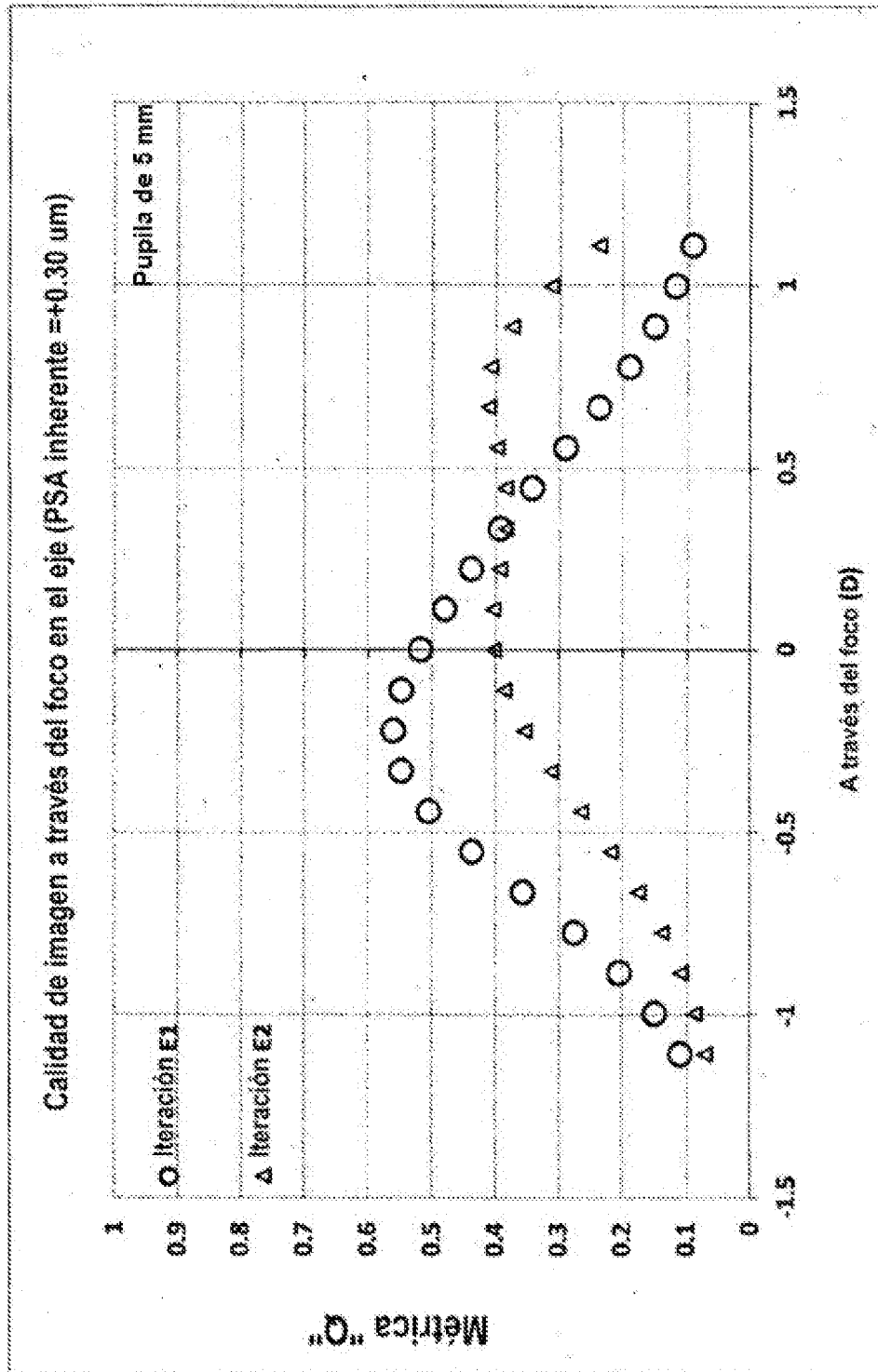


Figura 63

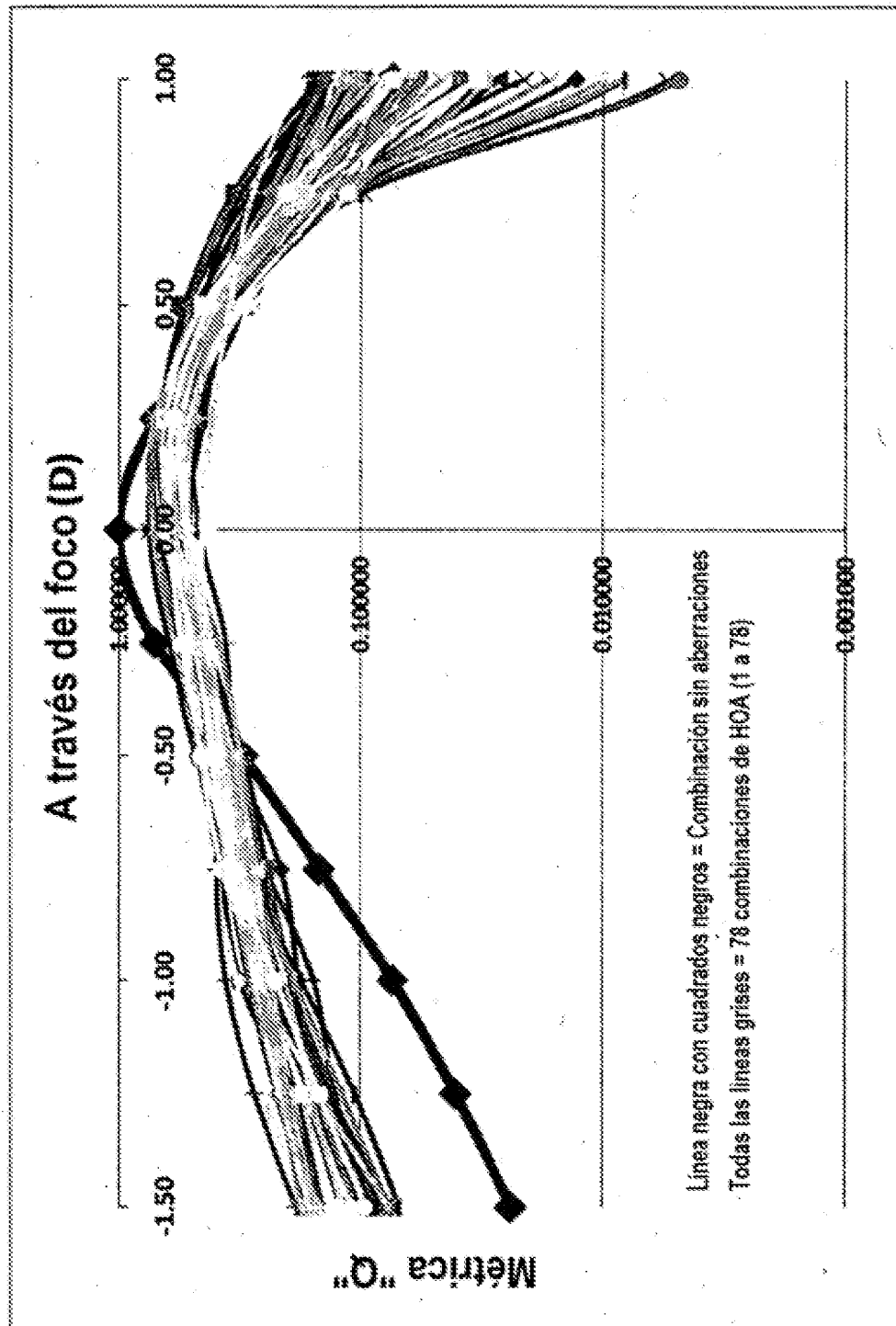


Figura 64

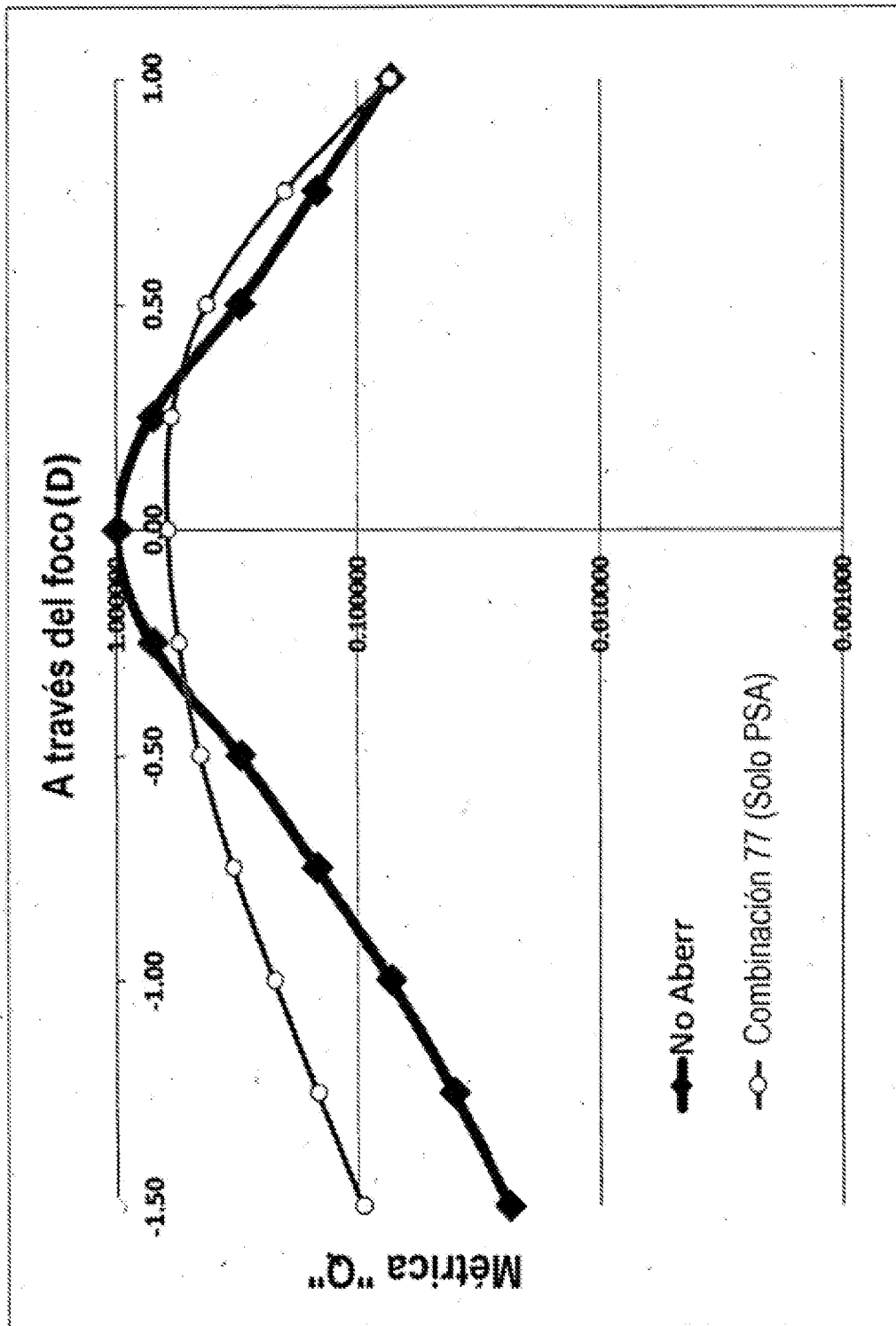


Figura 65

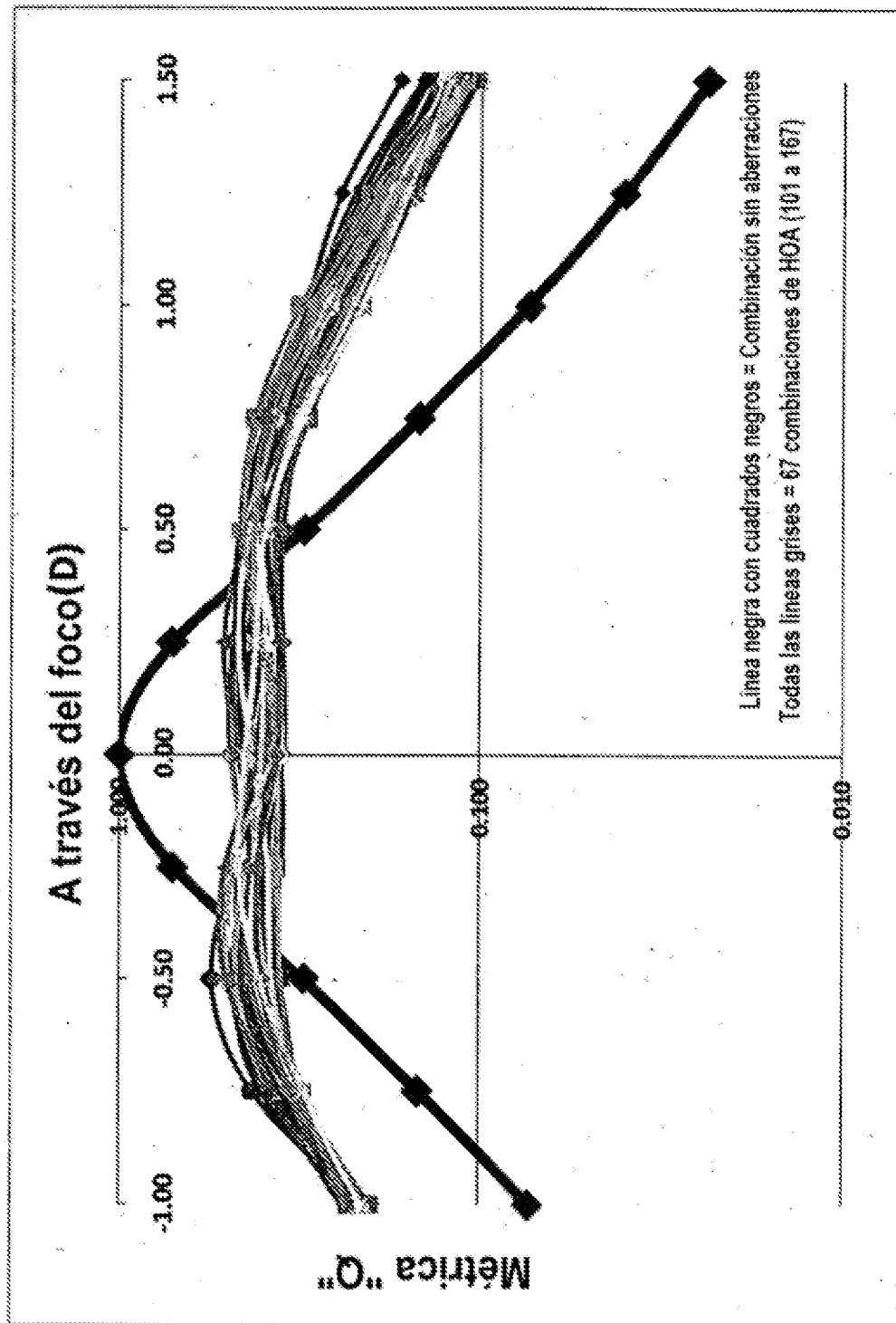


Figura 66

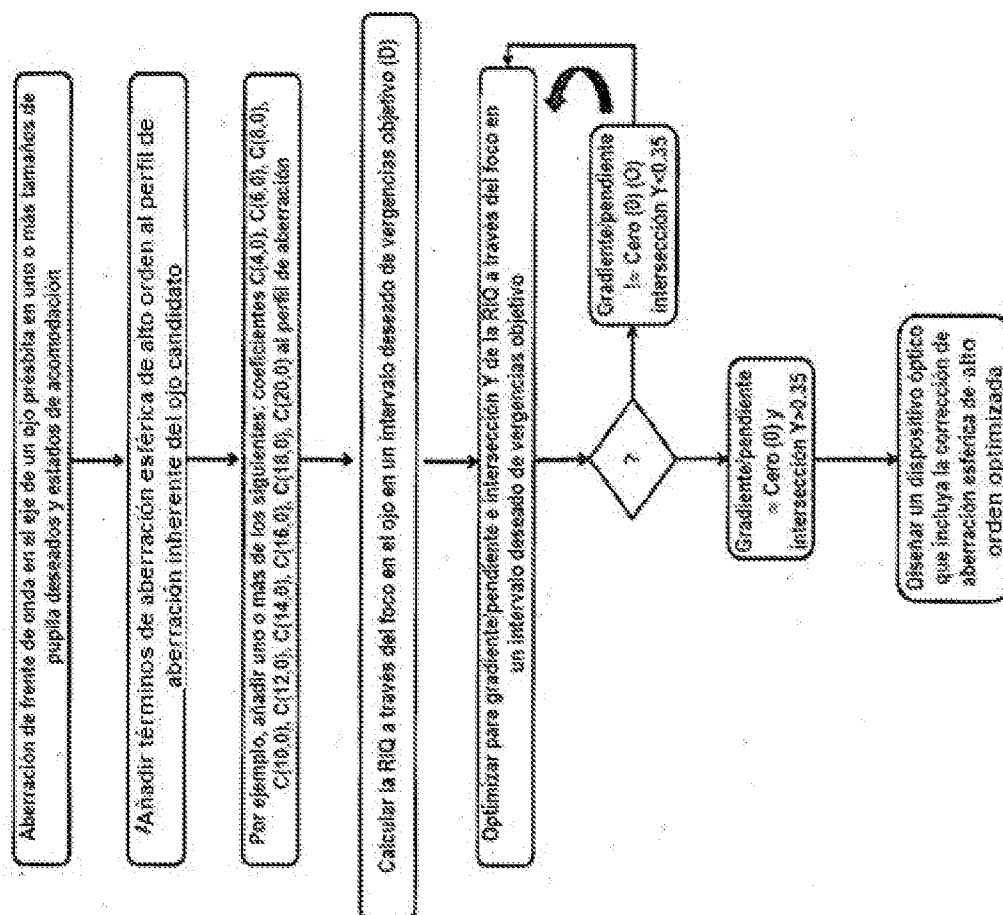


Figura 67

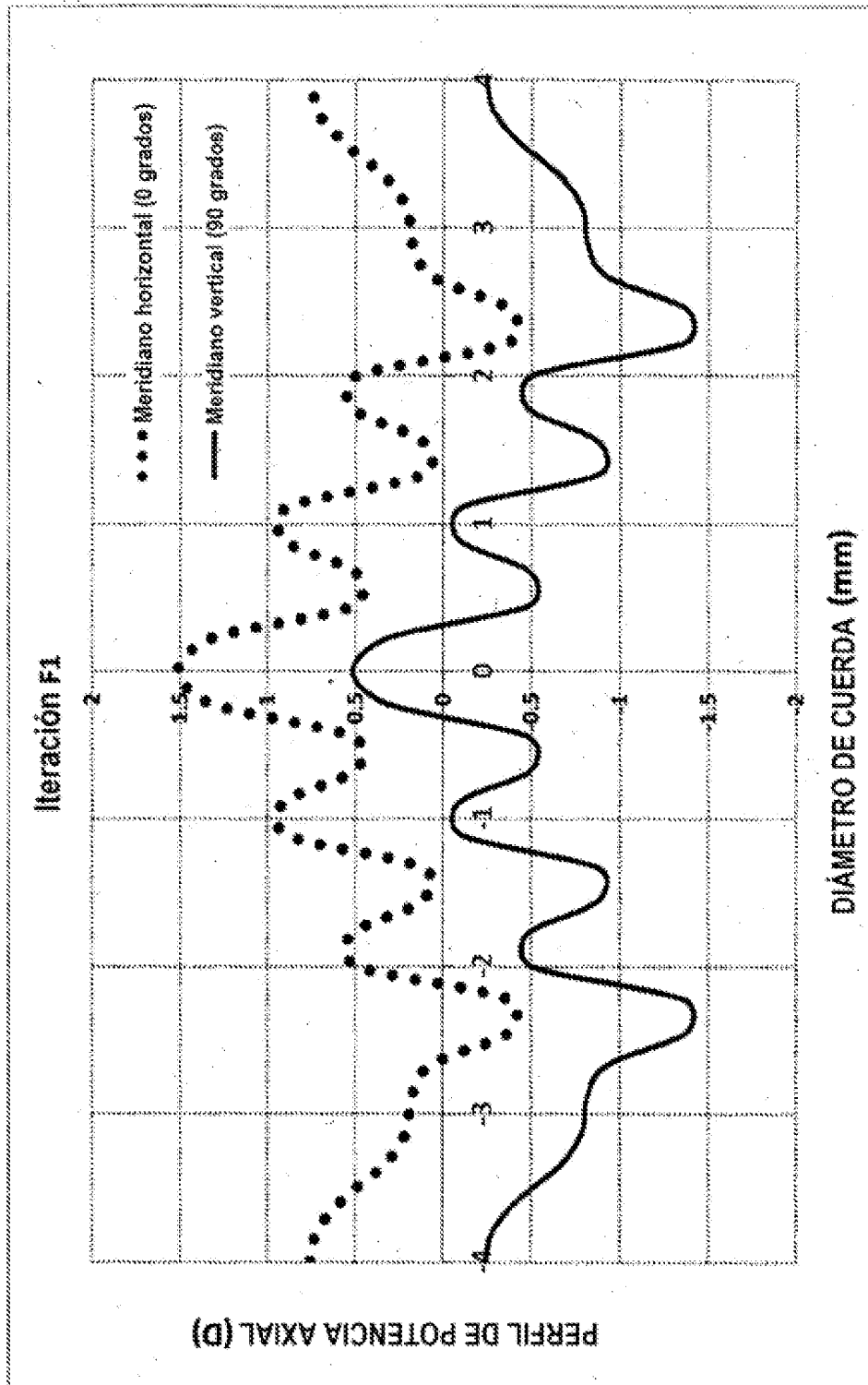


Figura 68

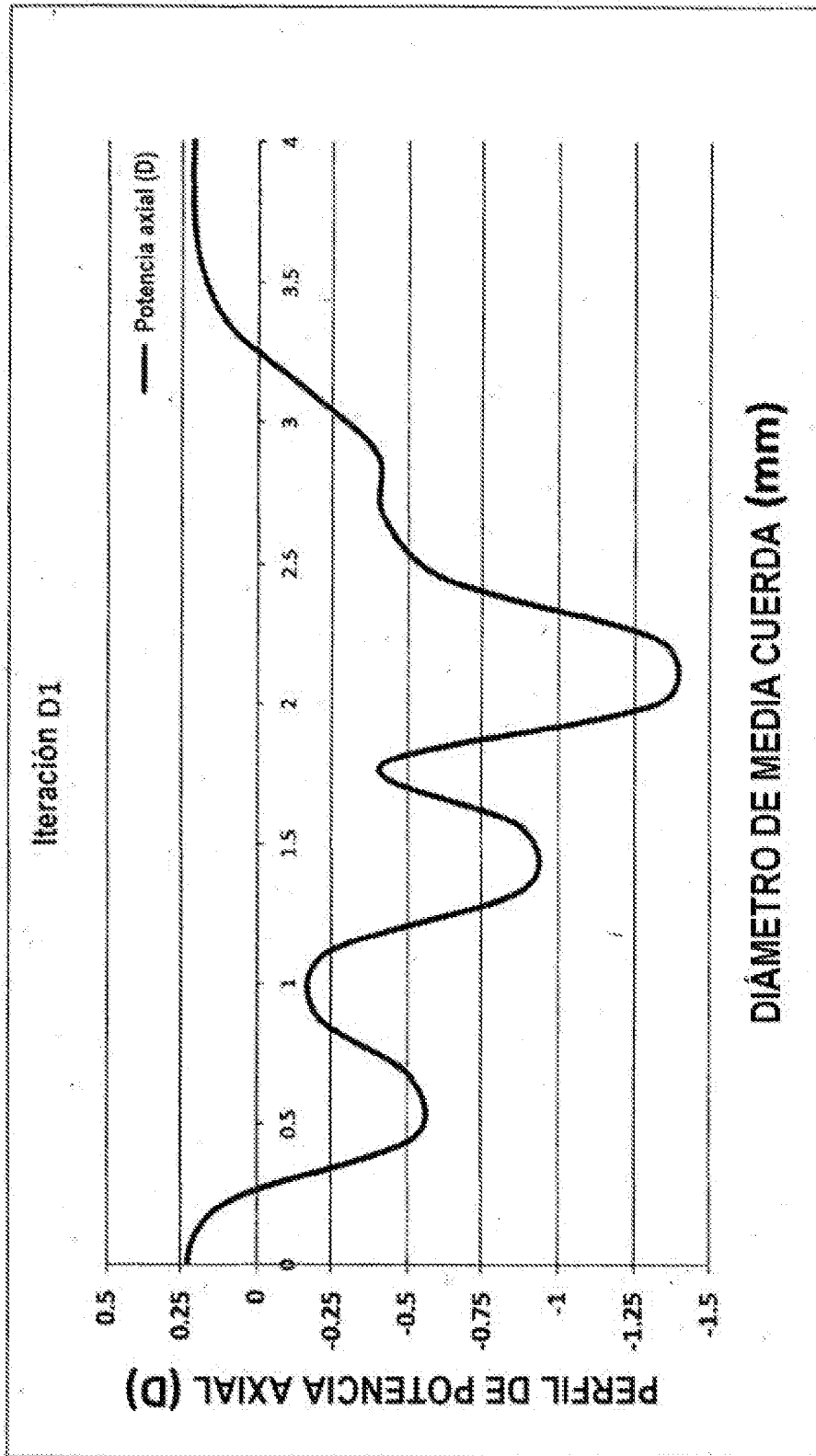


Figura 69

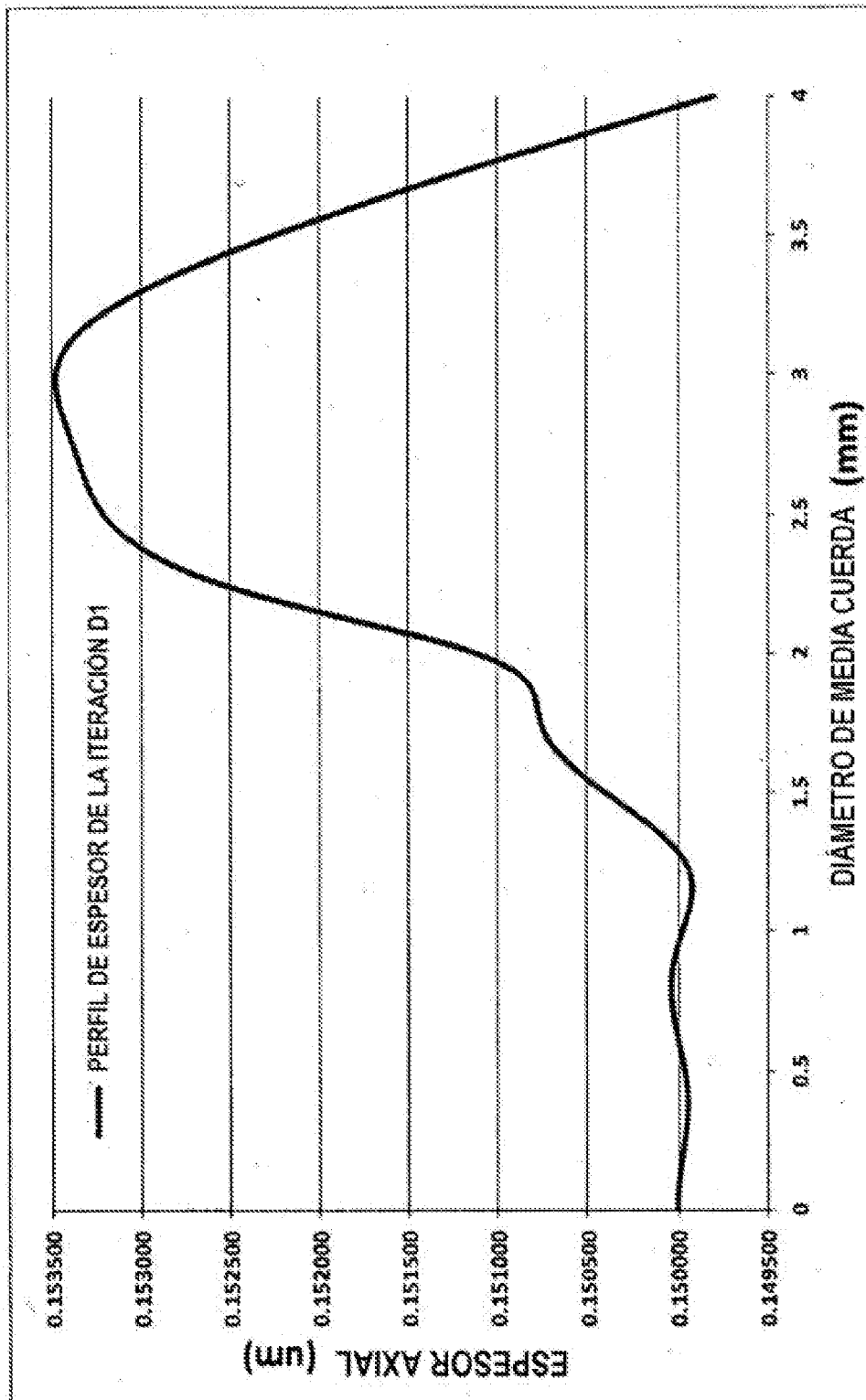


Figura 70

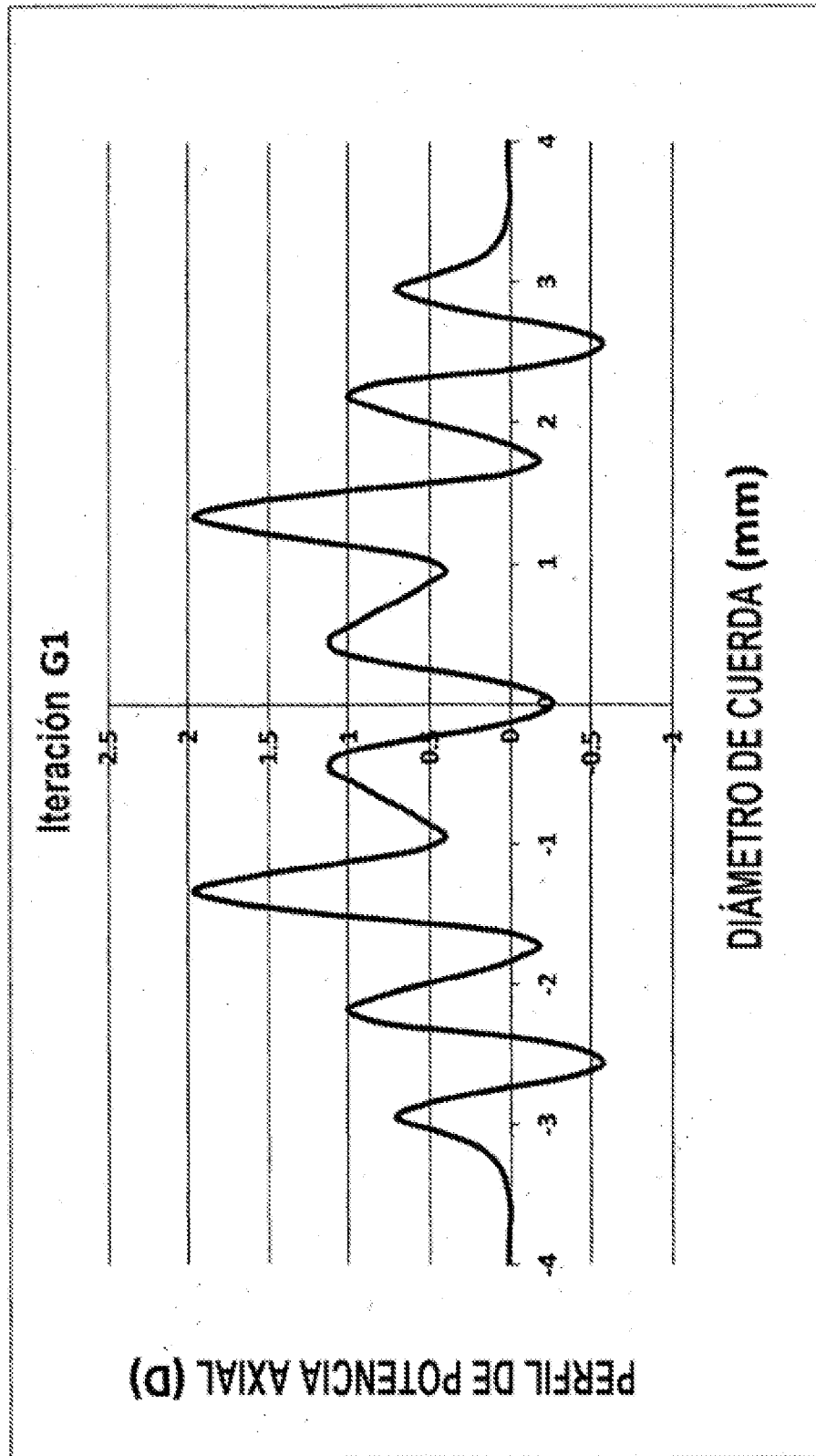


Figura 71

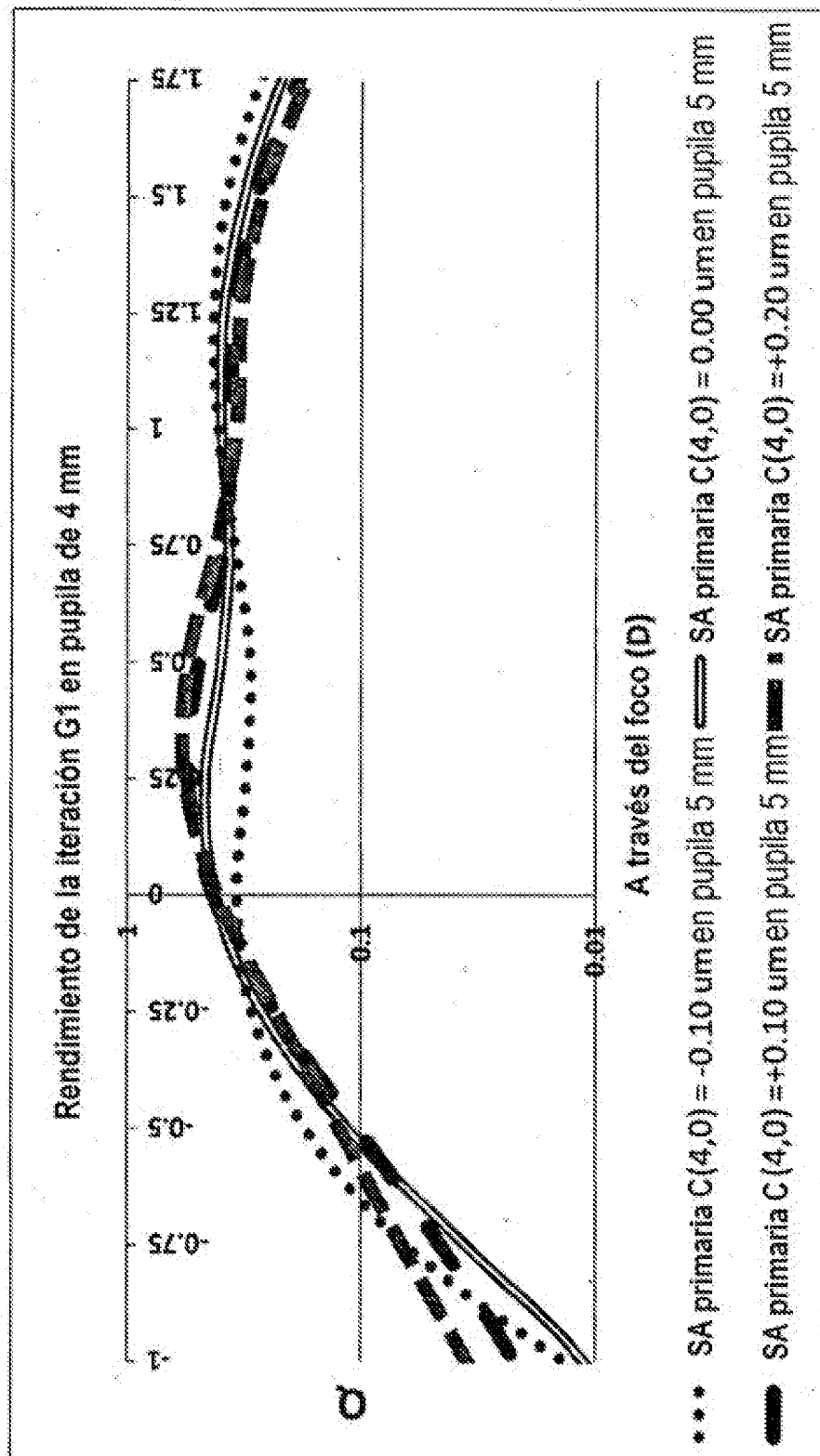


Figura 72

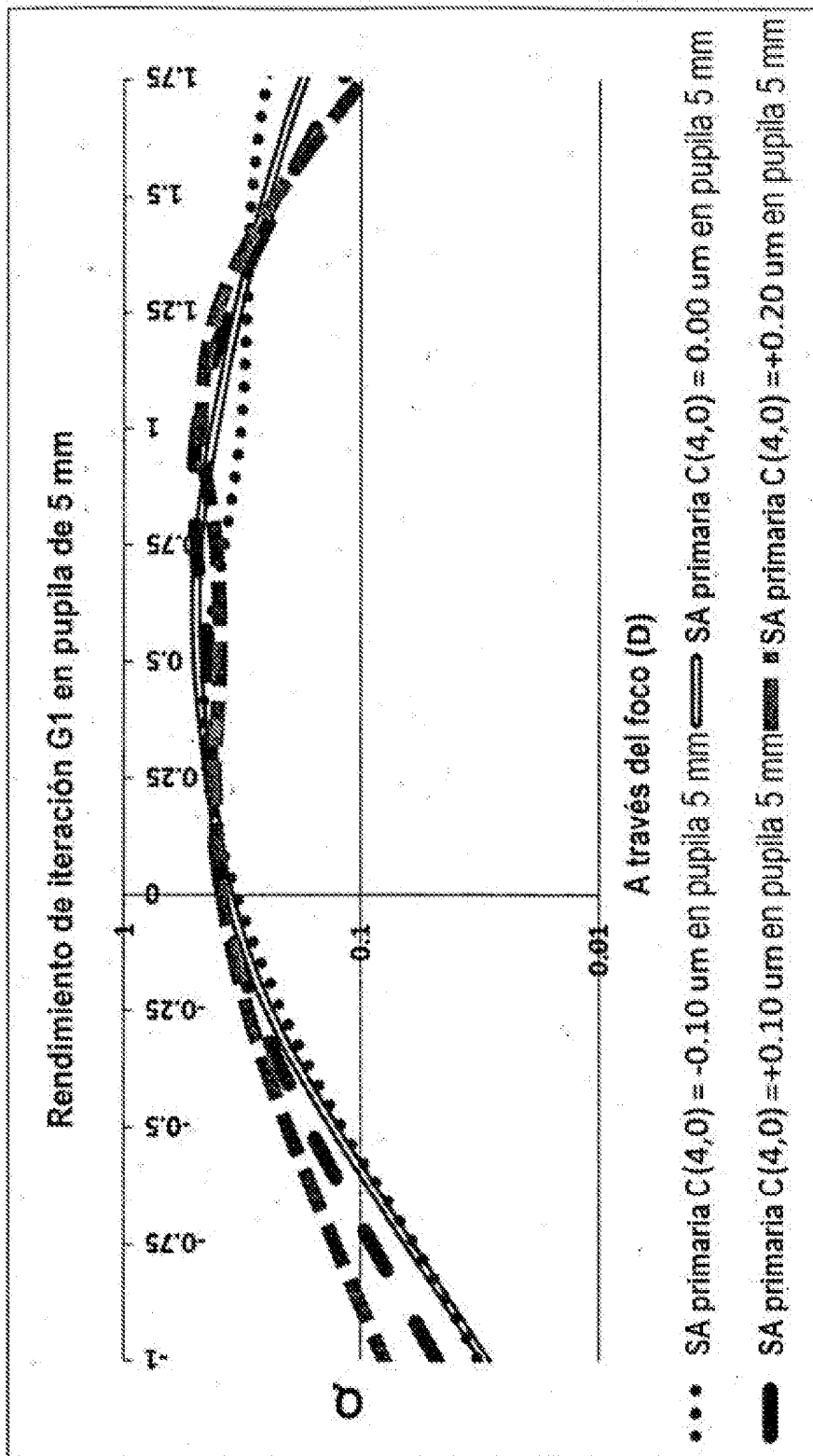


Figura 73

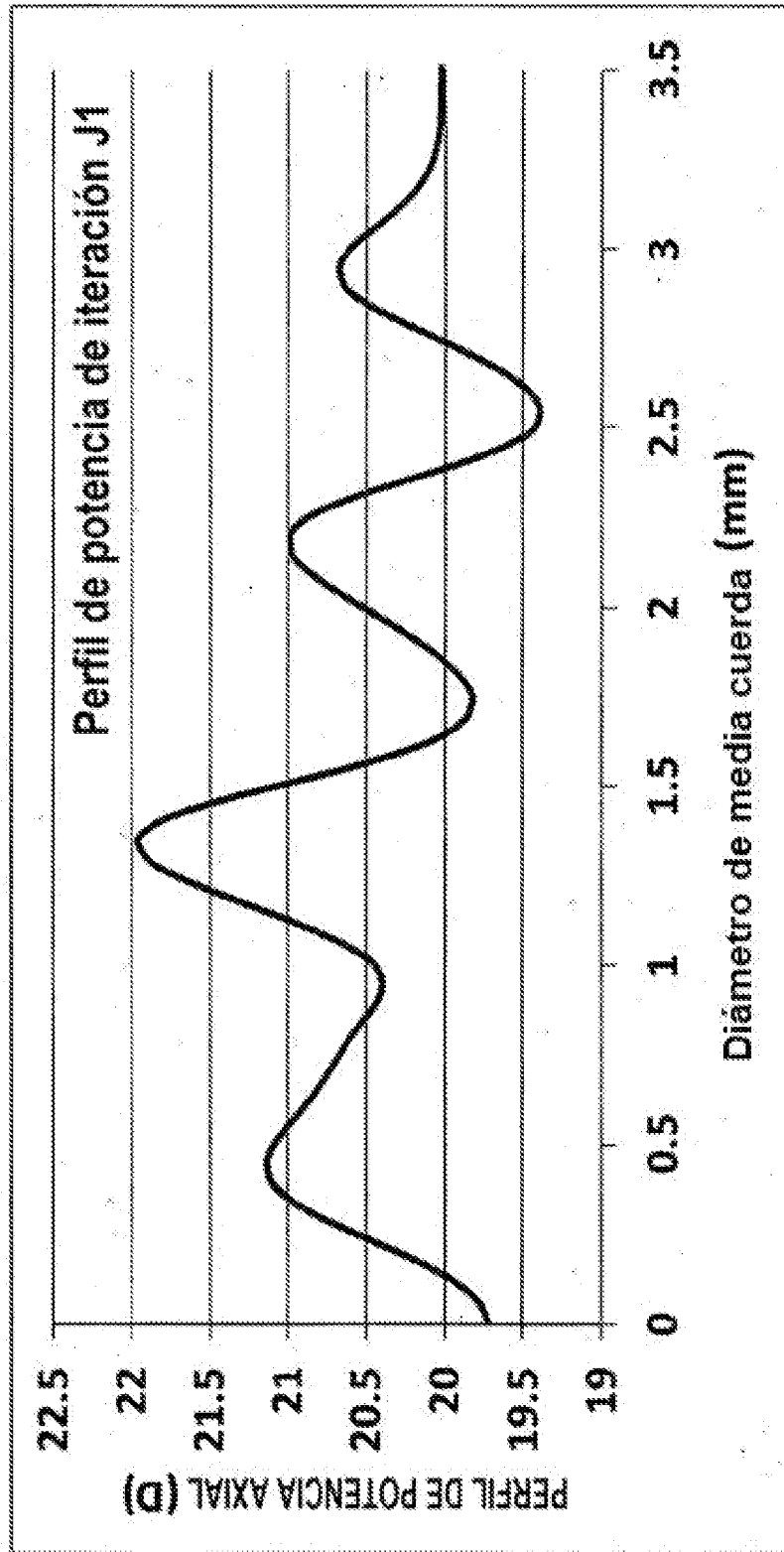
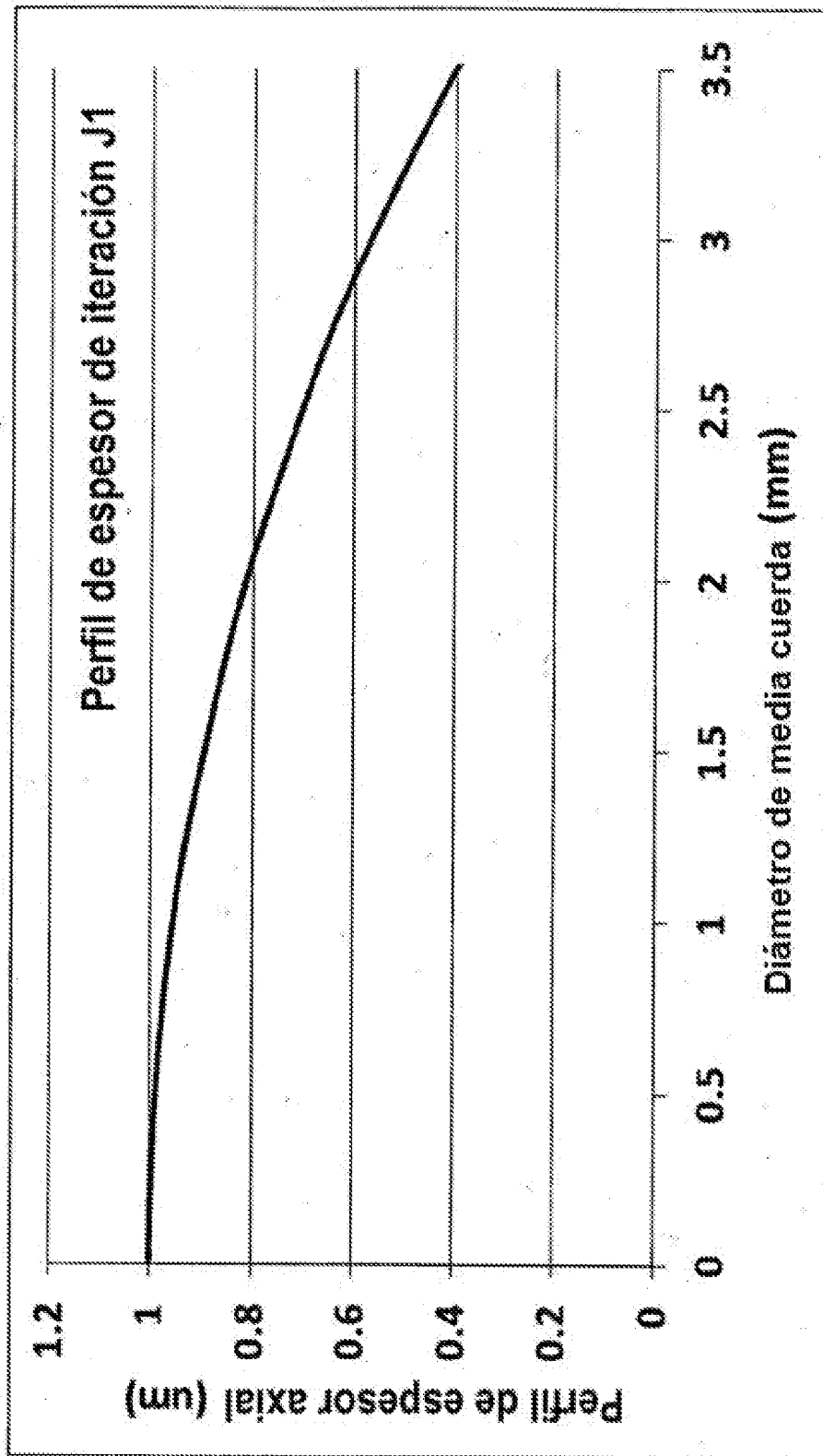


Figura 74

**Figura 75**

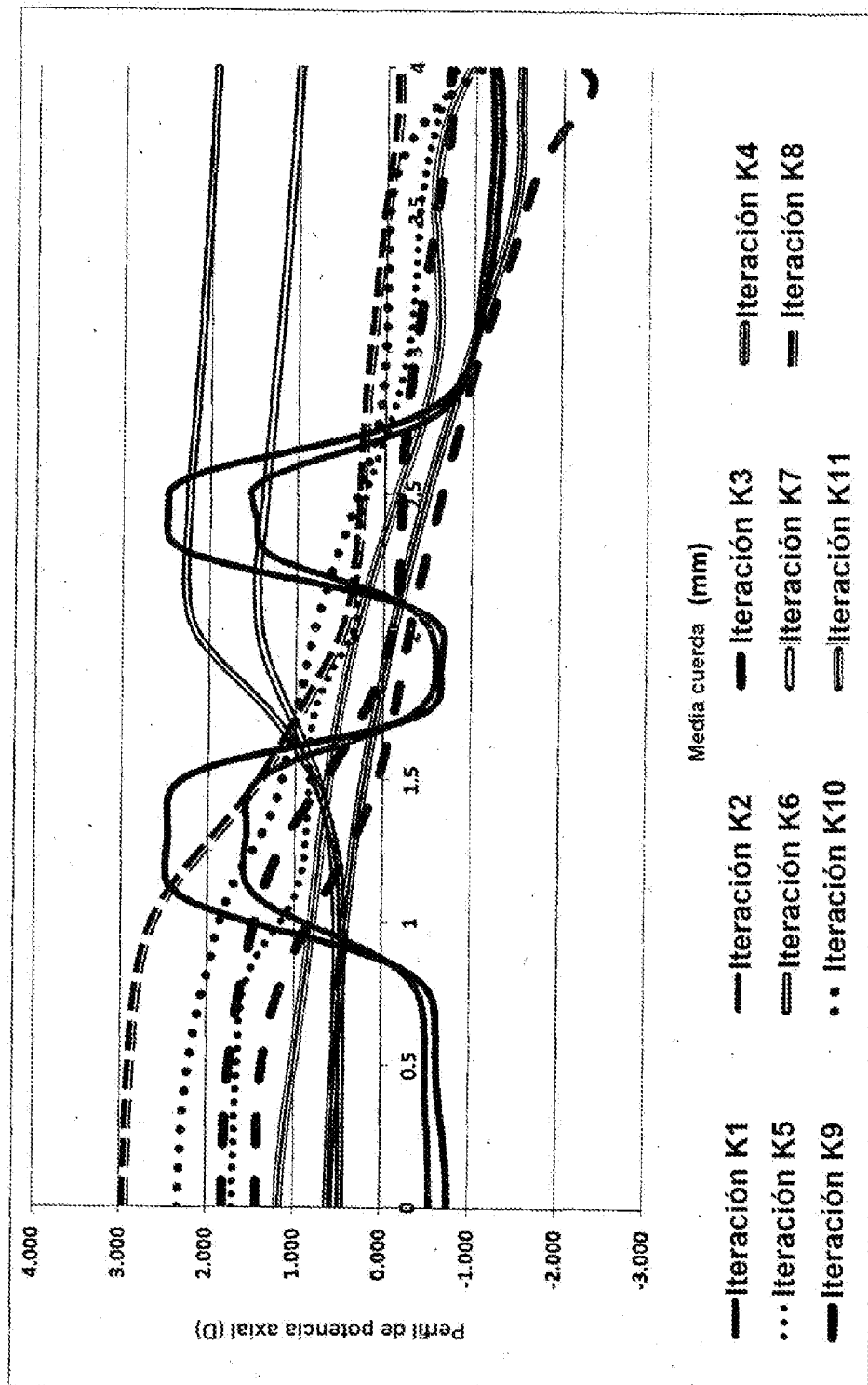


Figura 76

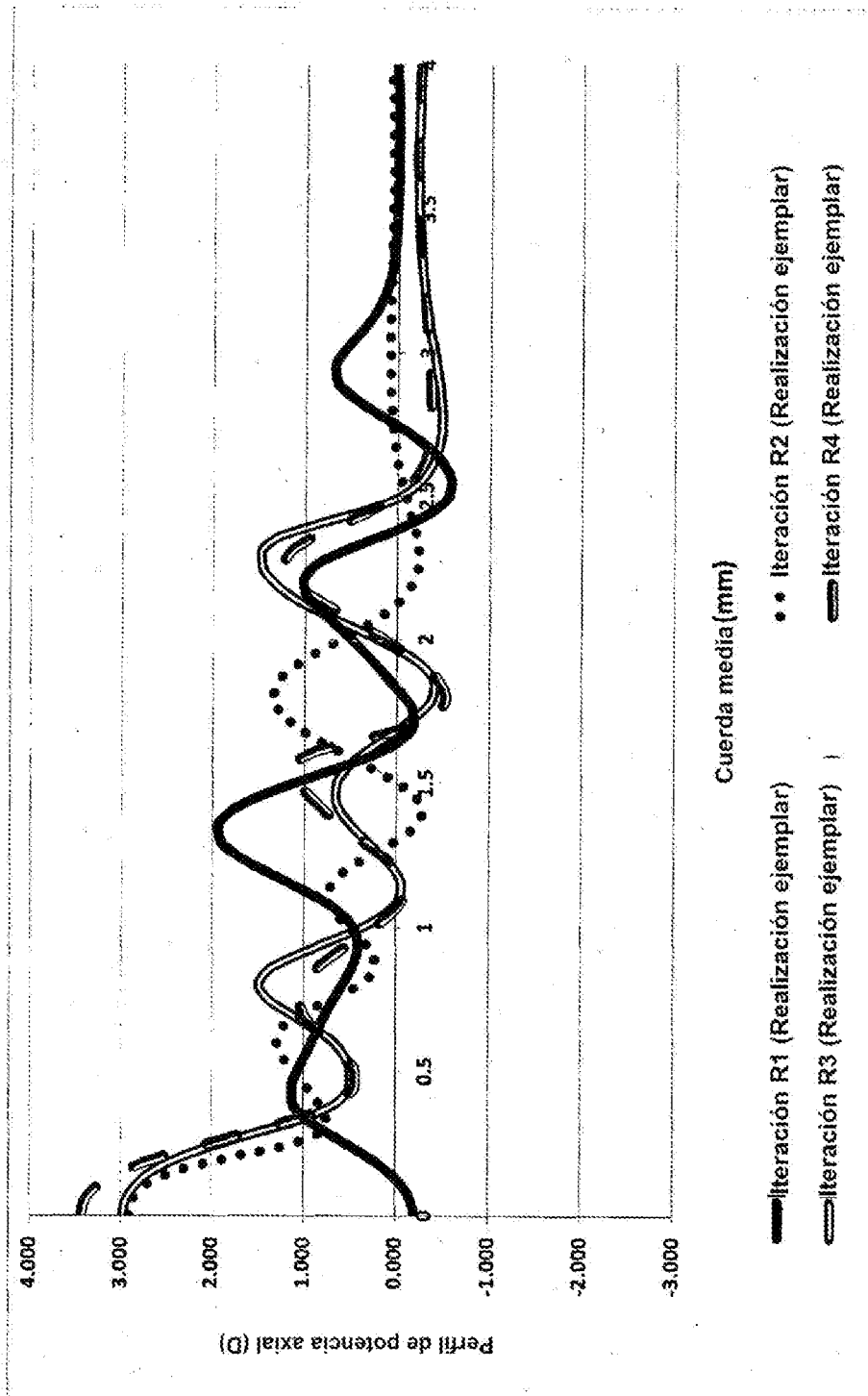


Figura 77

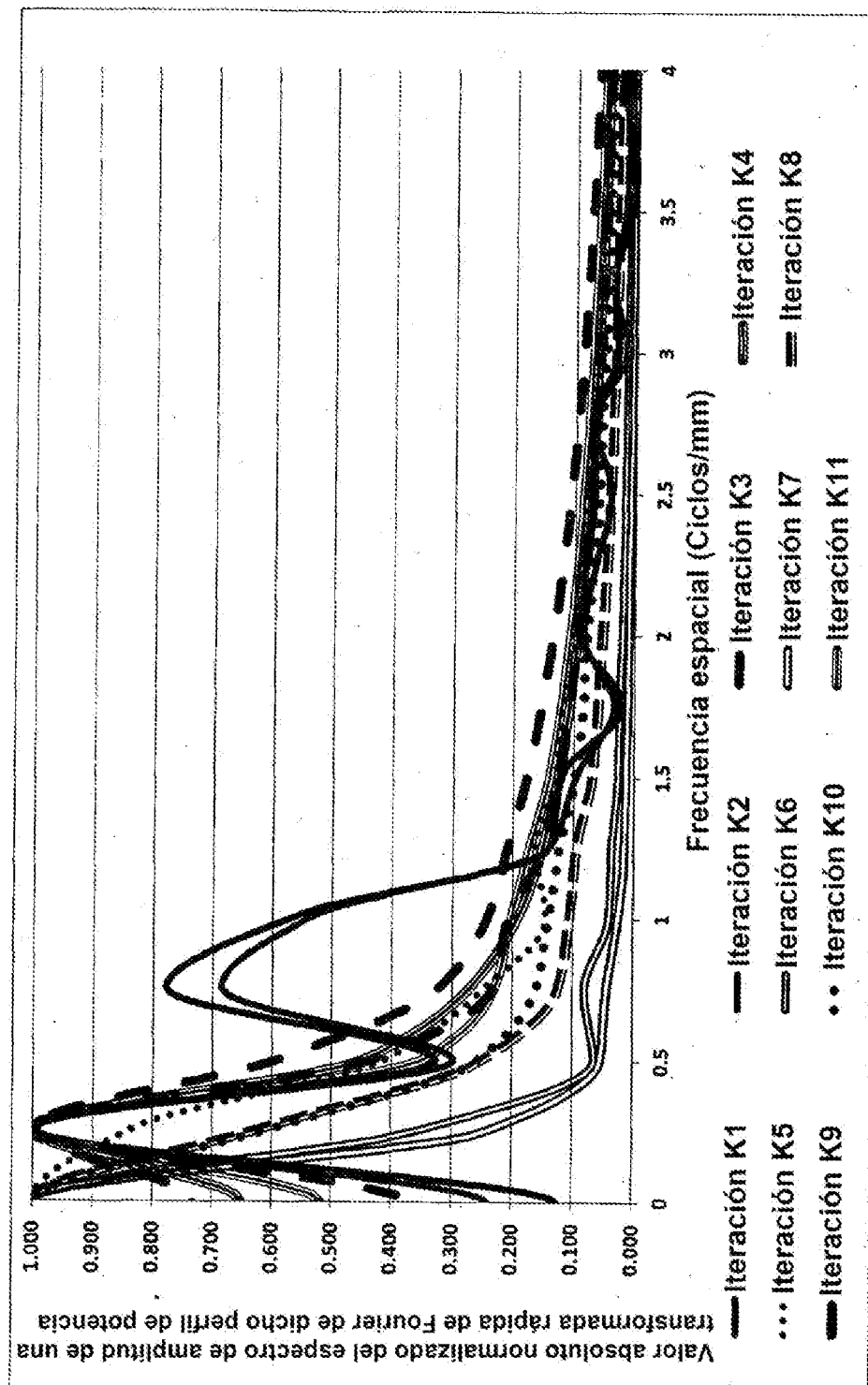


Figura 78

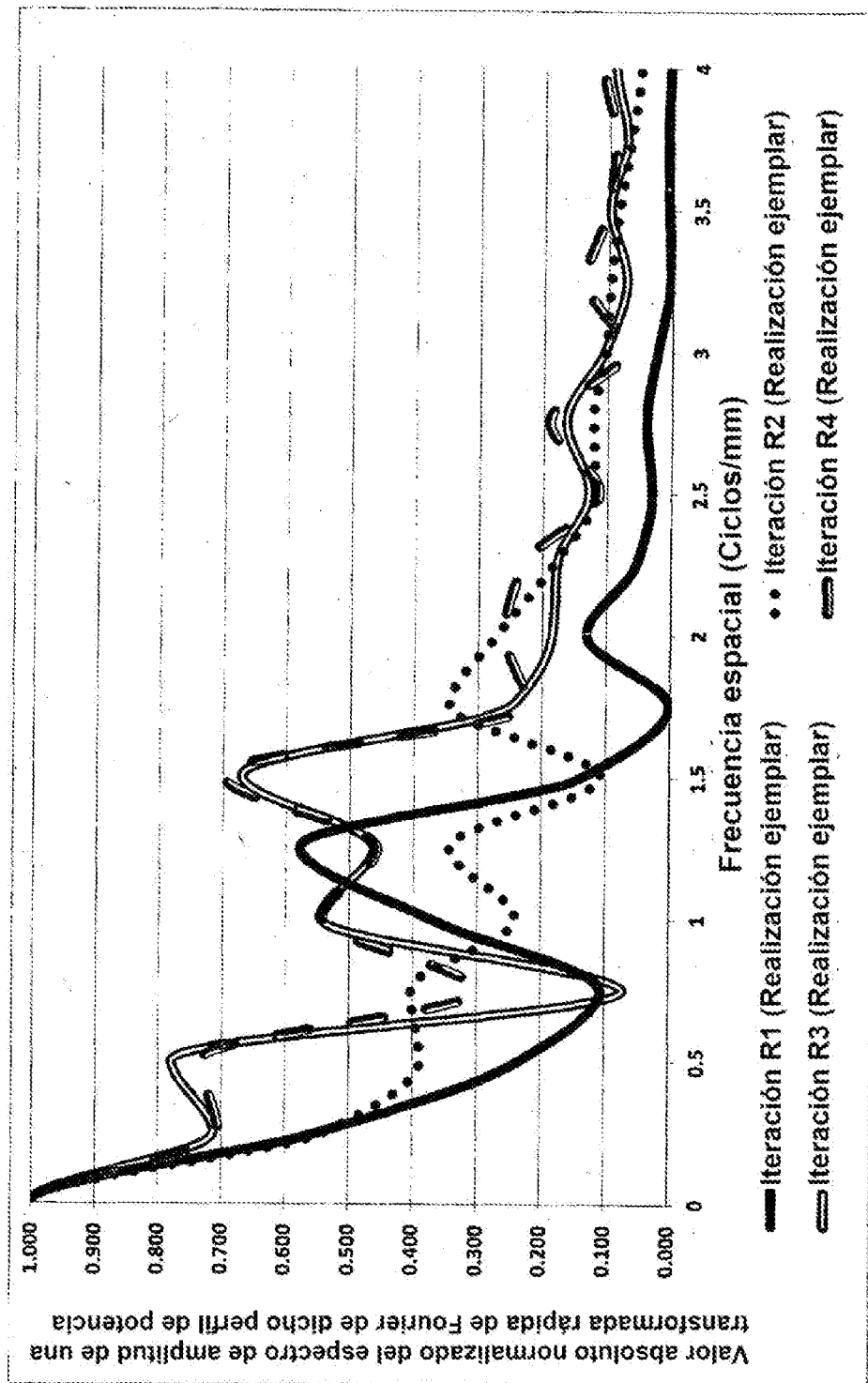


Figura 79

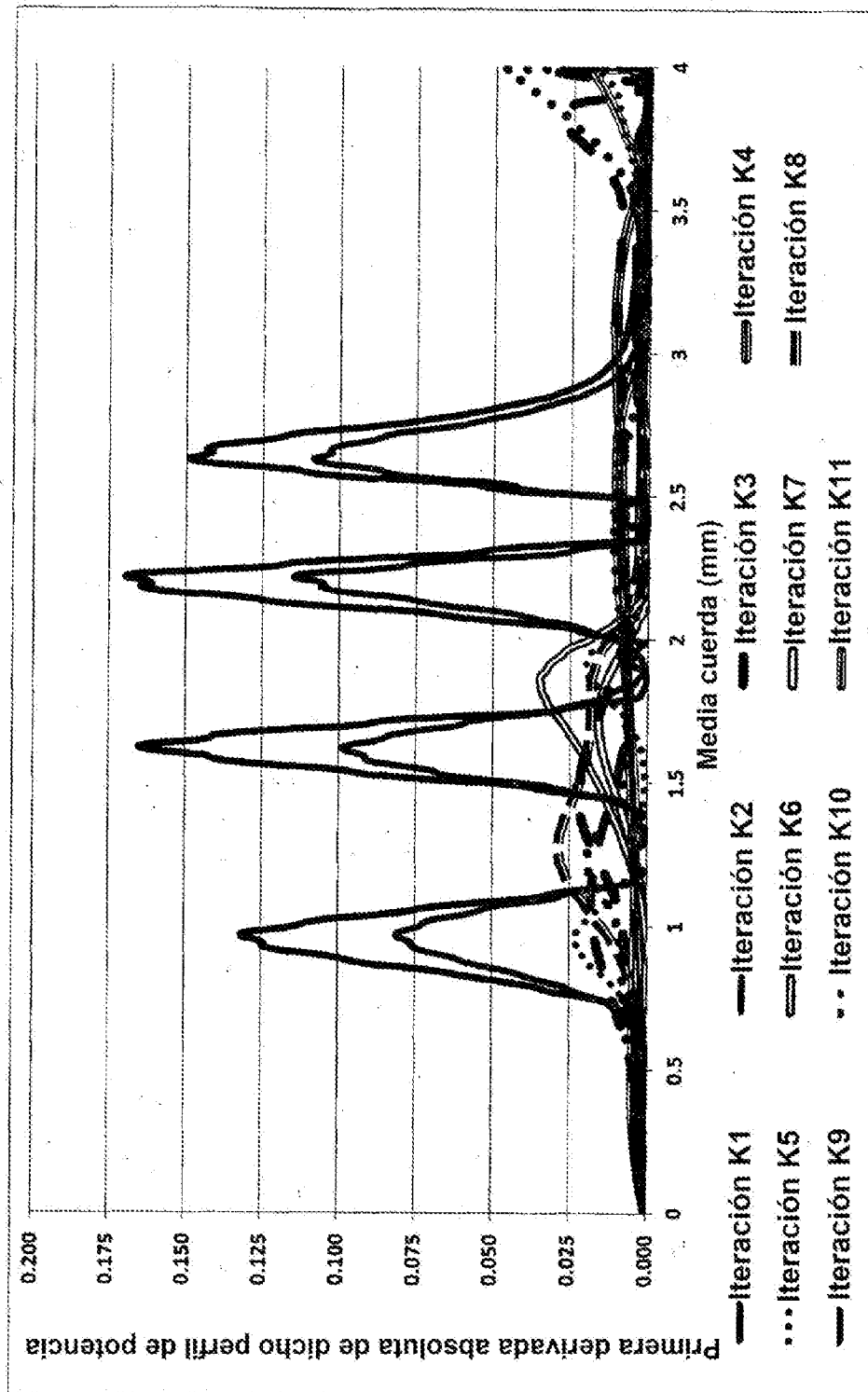


Figura 80

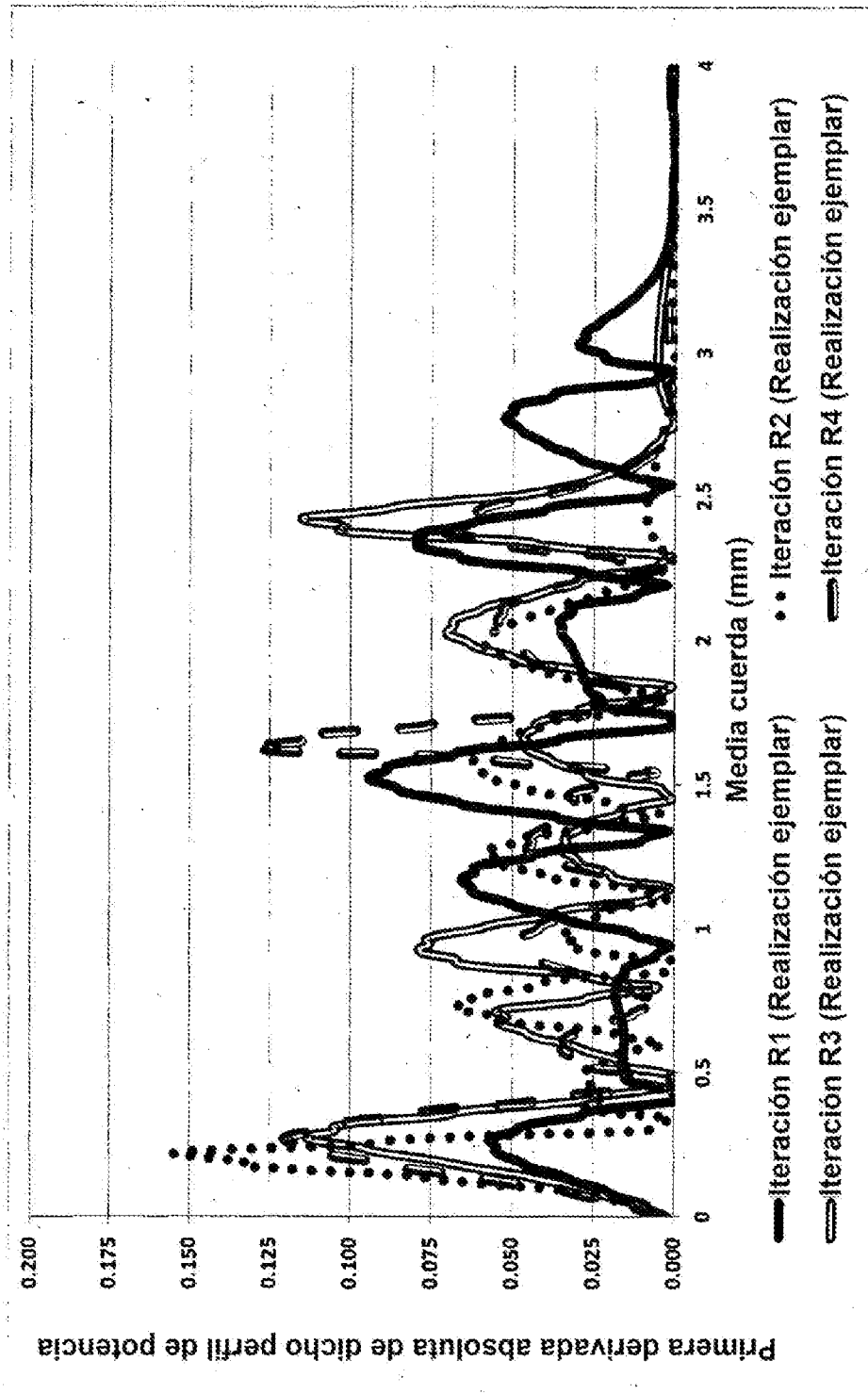


Figura 81

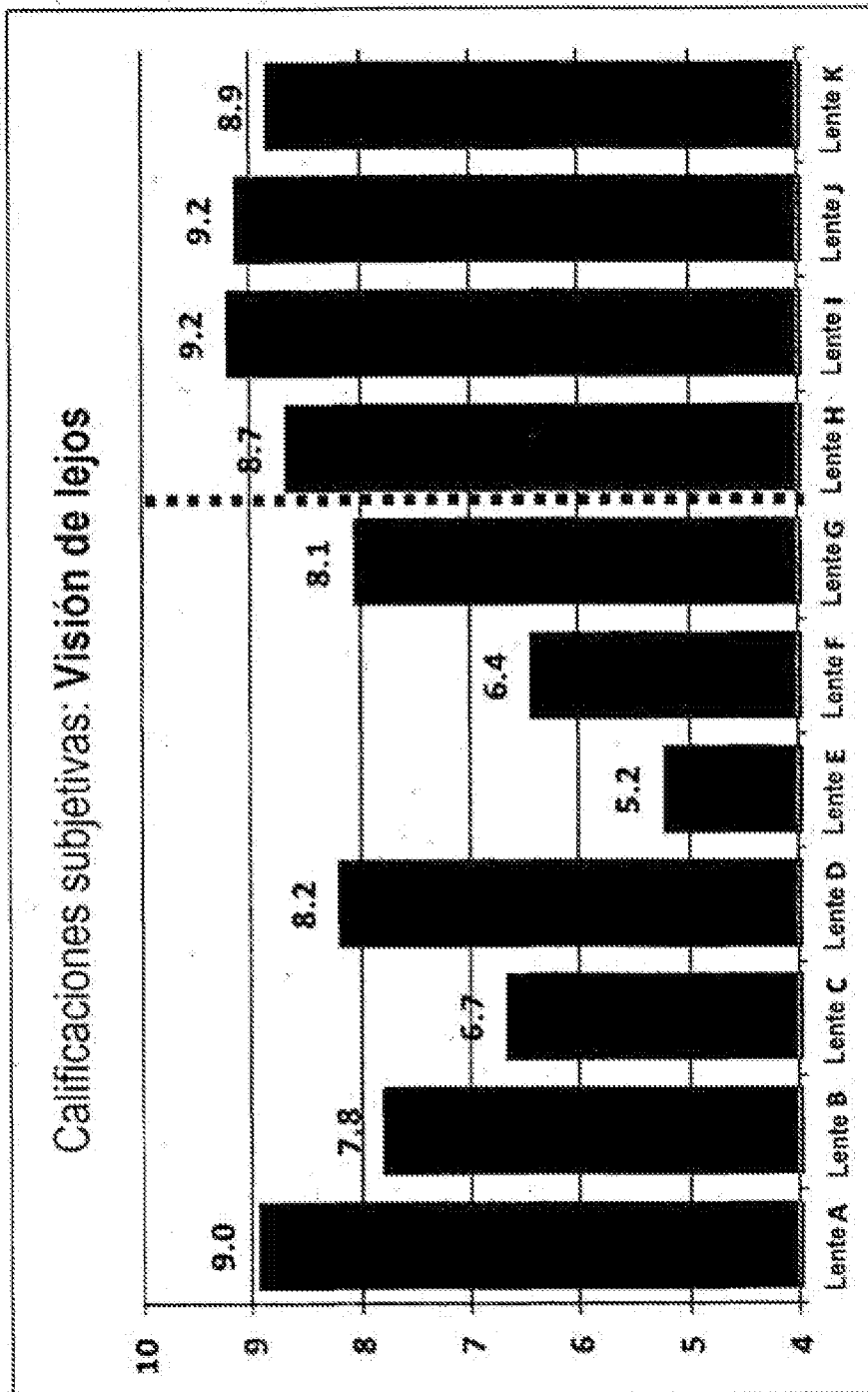


Figura 82

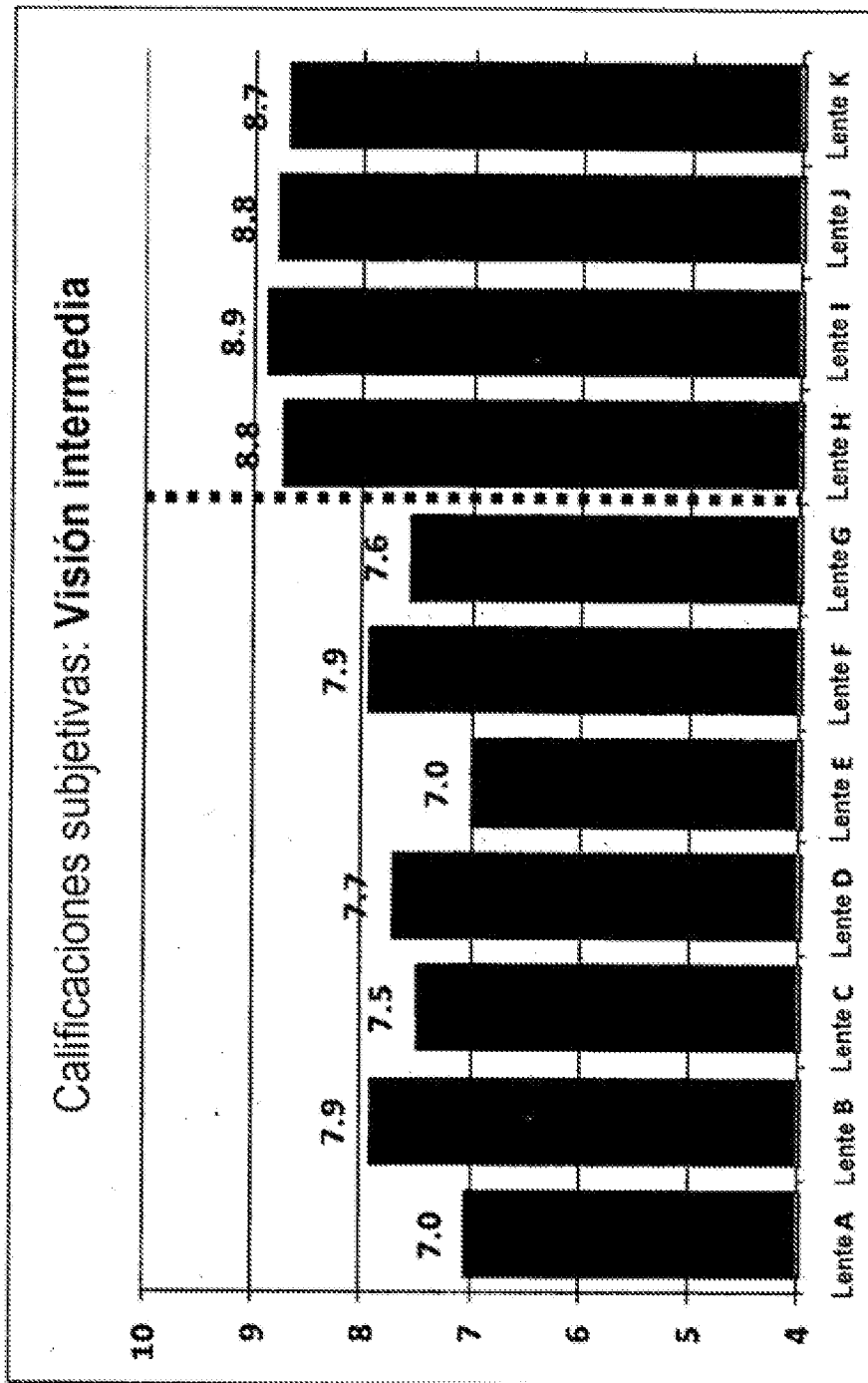


Figura 83

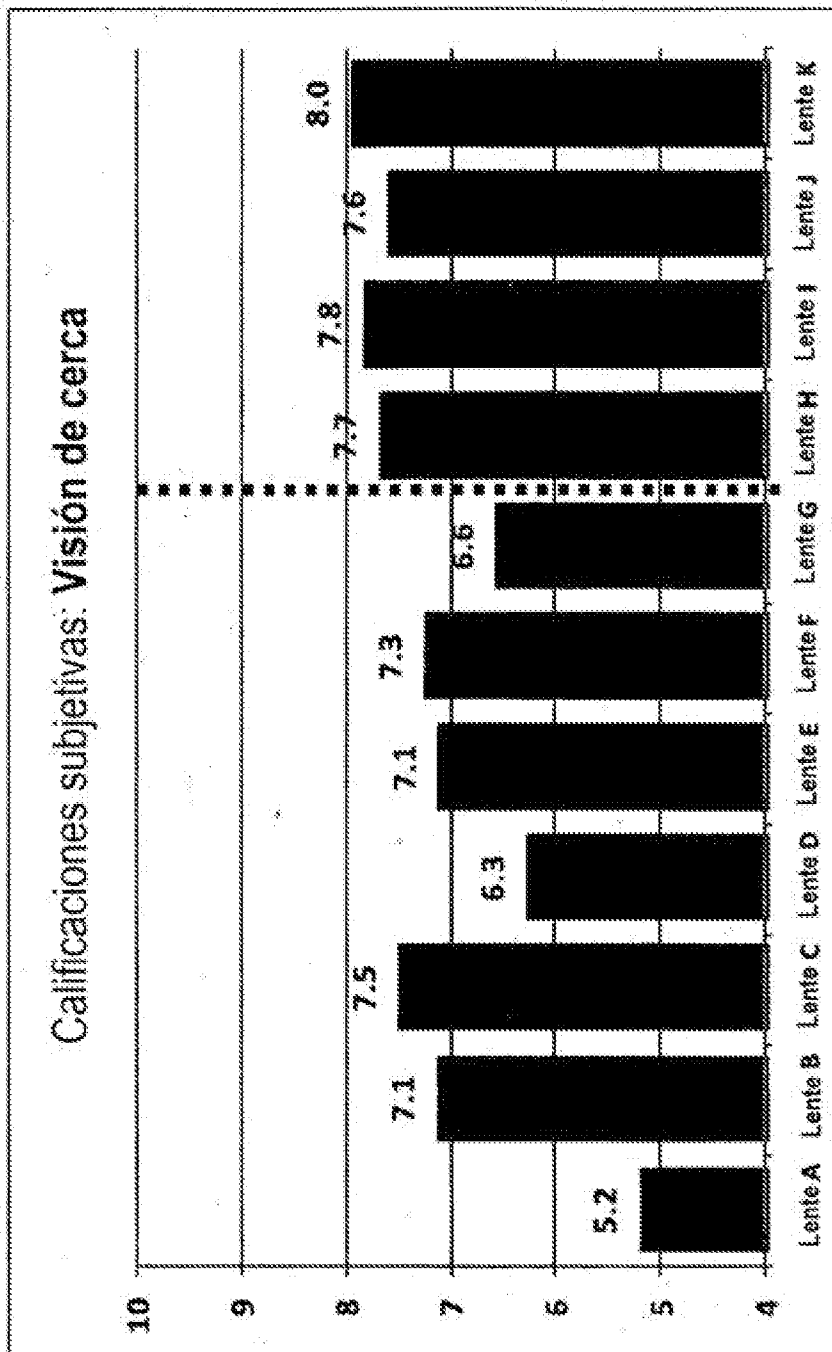


Figura 84

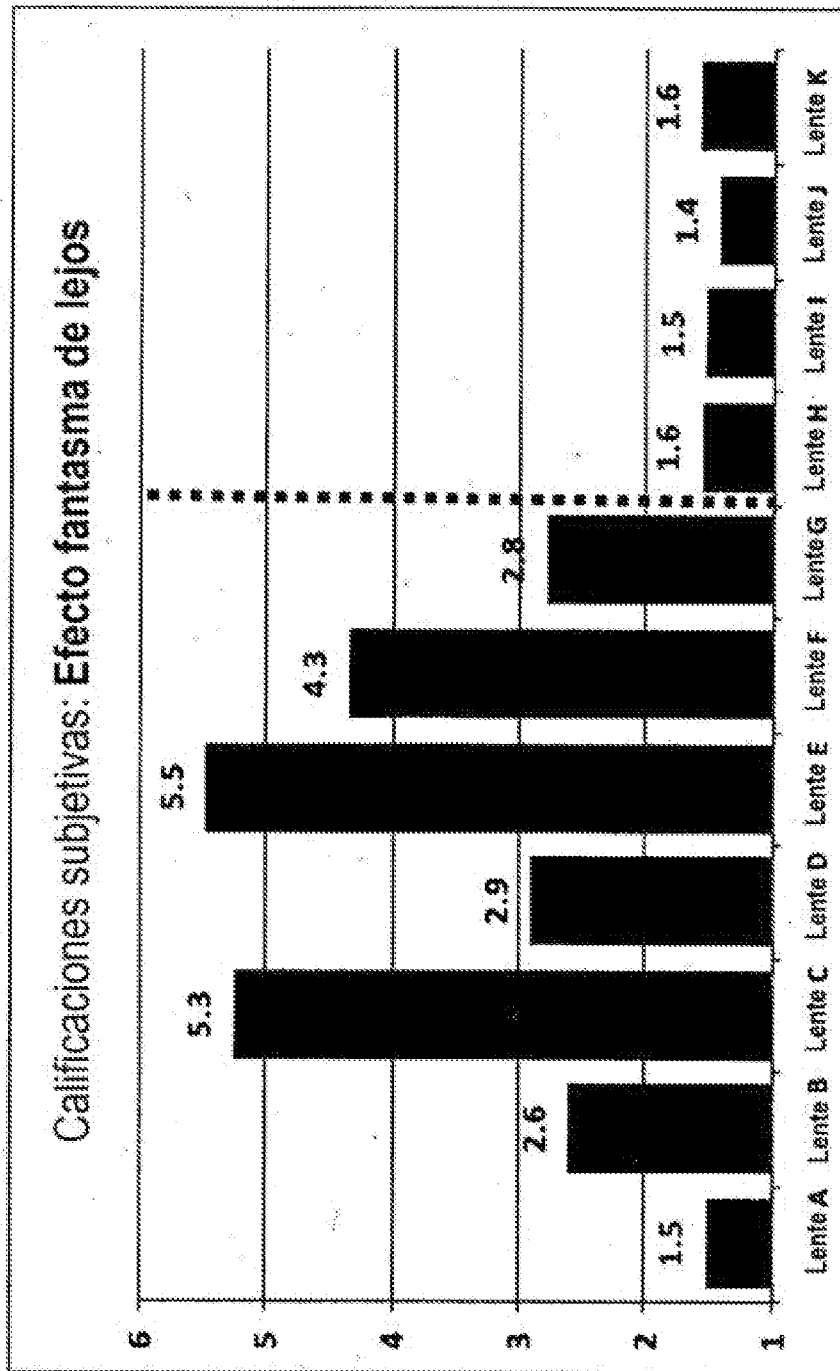


Figura 85

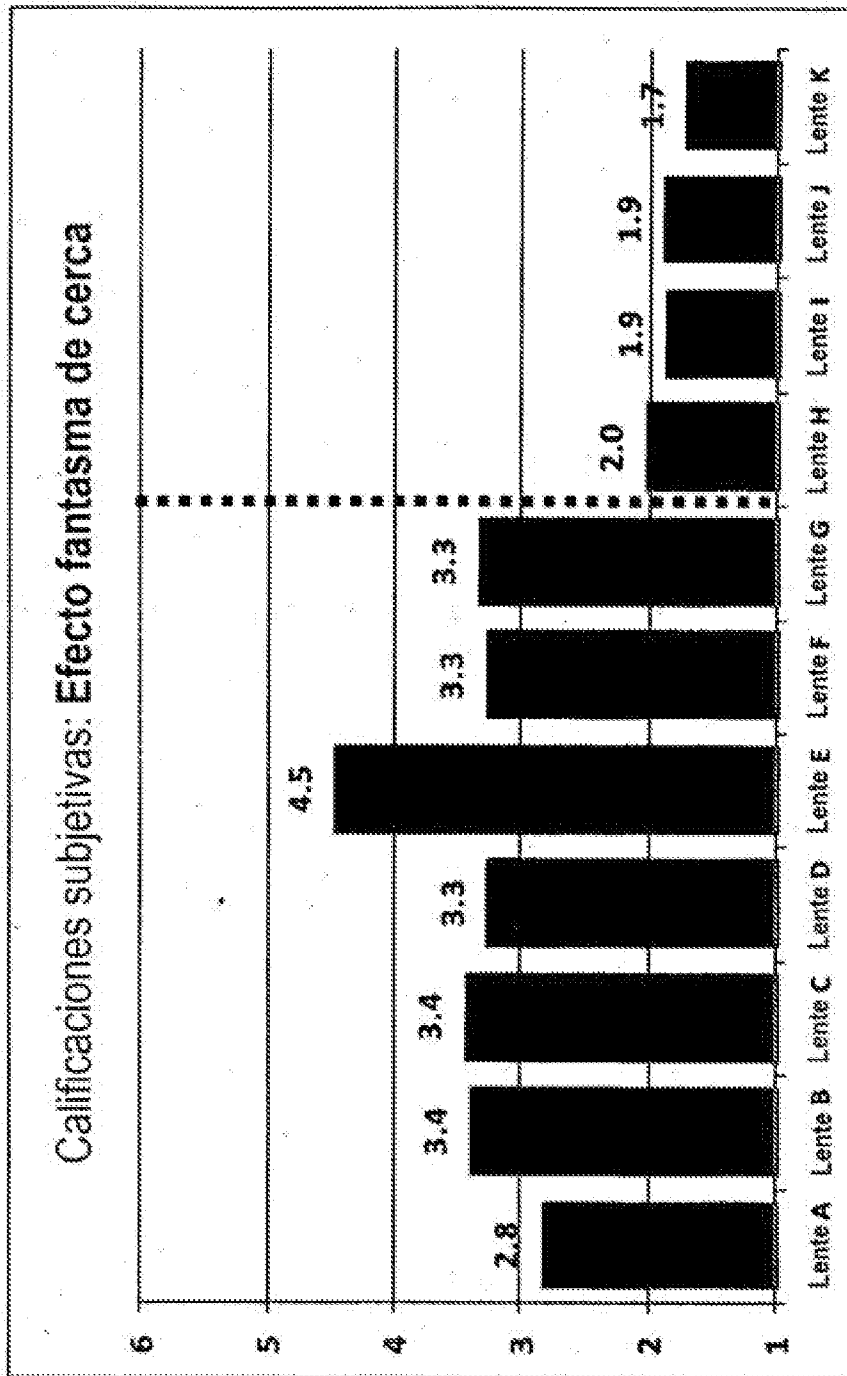


Figura 86

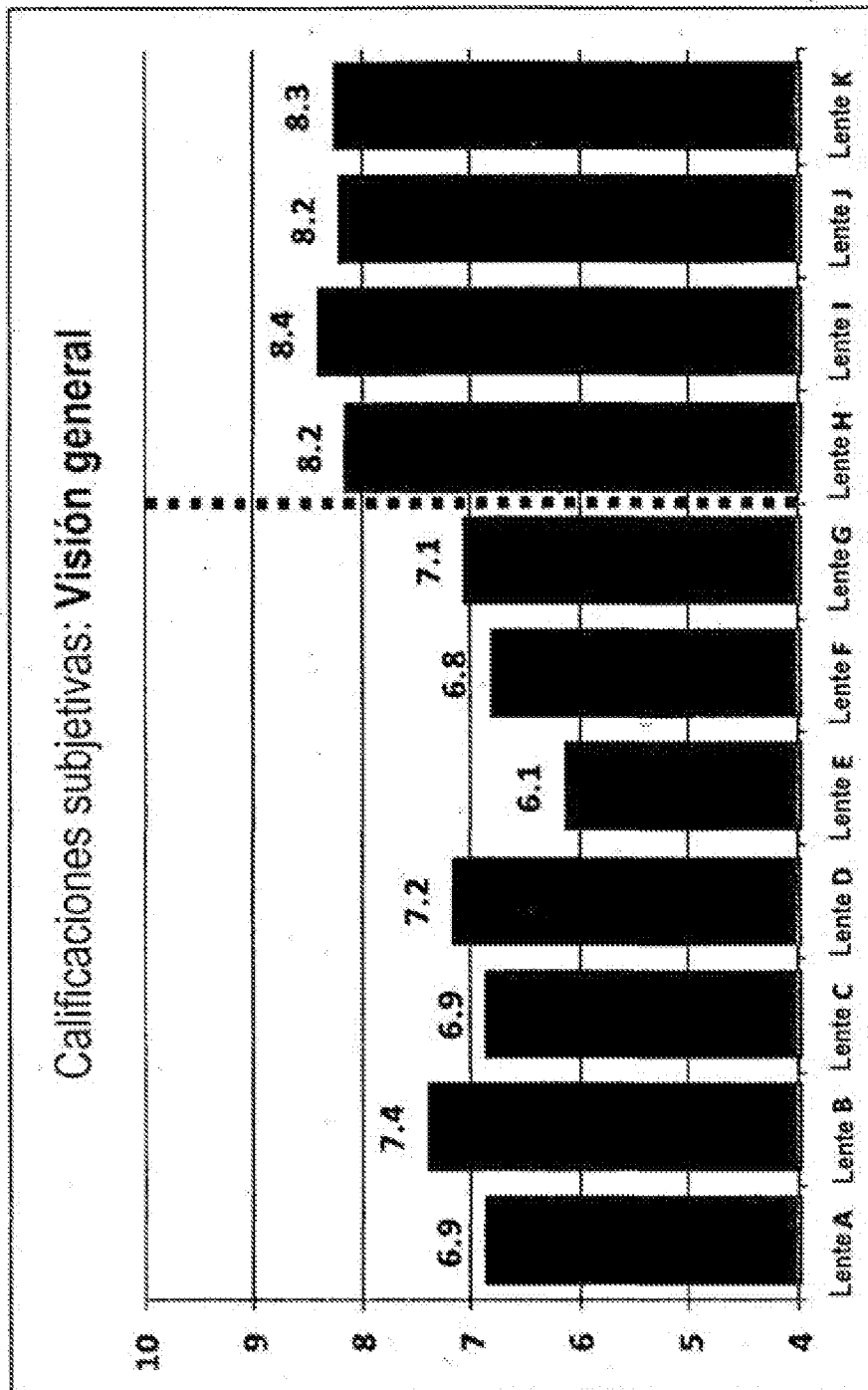


Figura 87

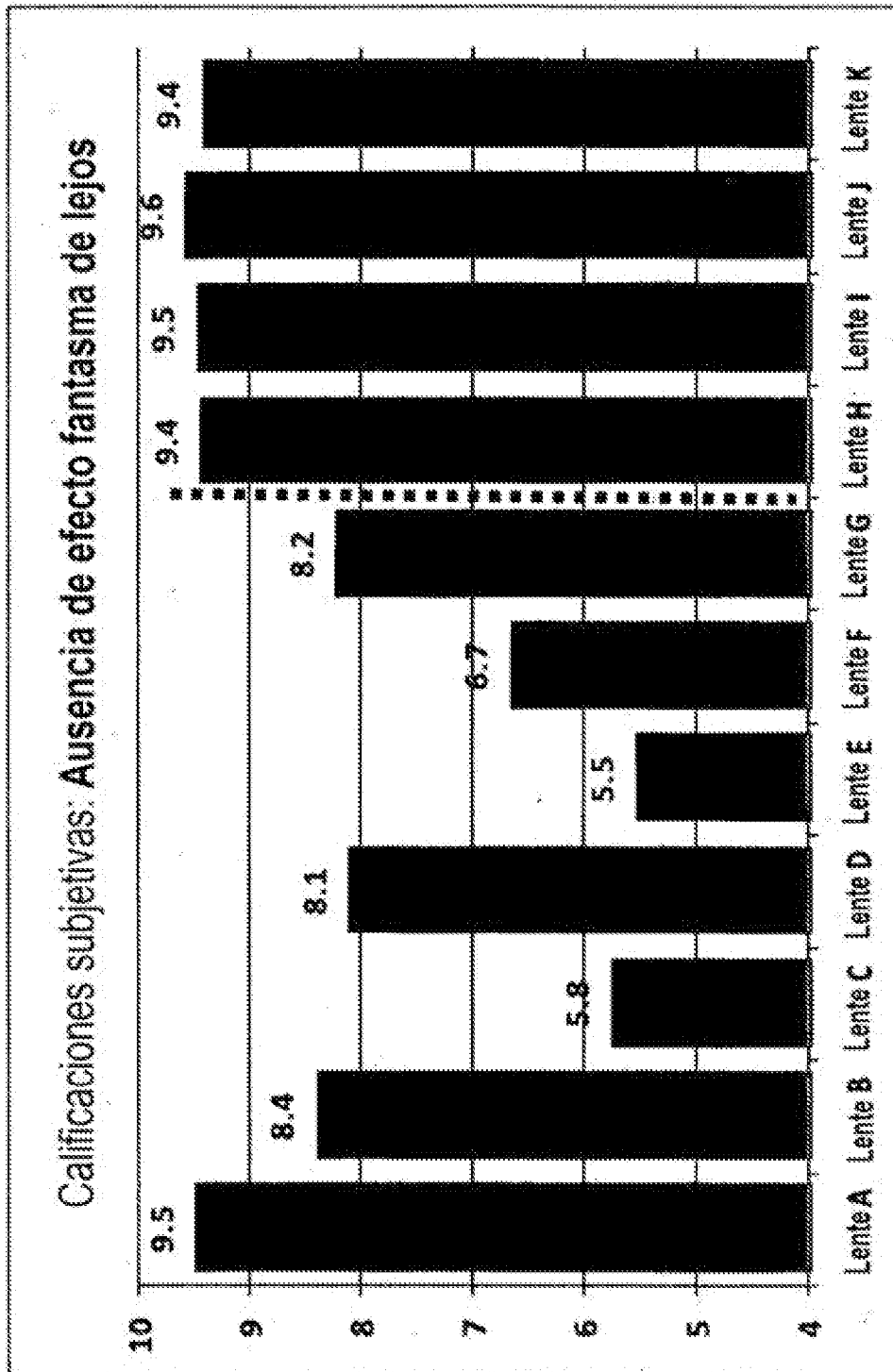


Figura 88

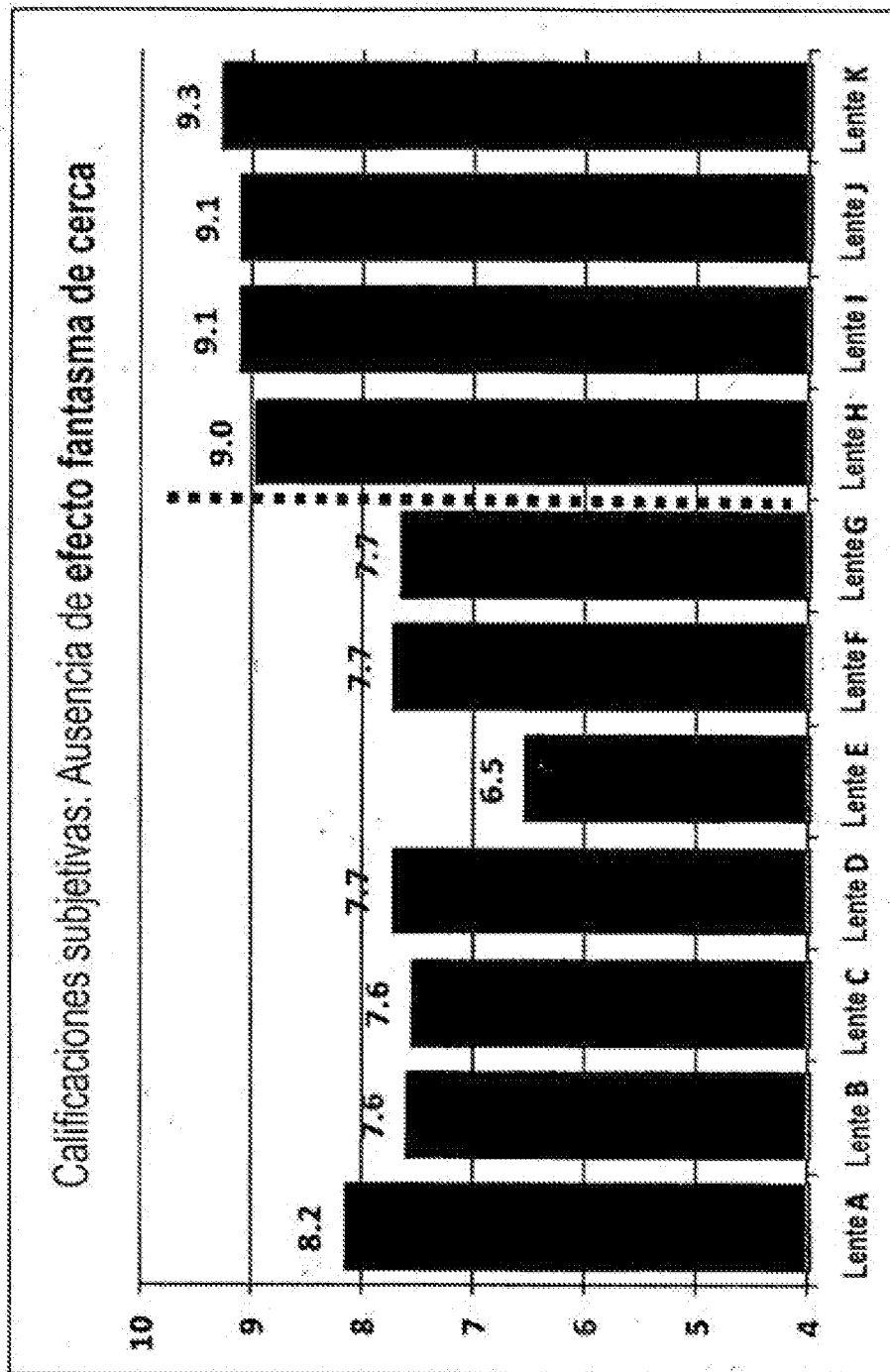


Figura 89

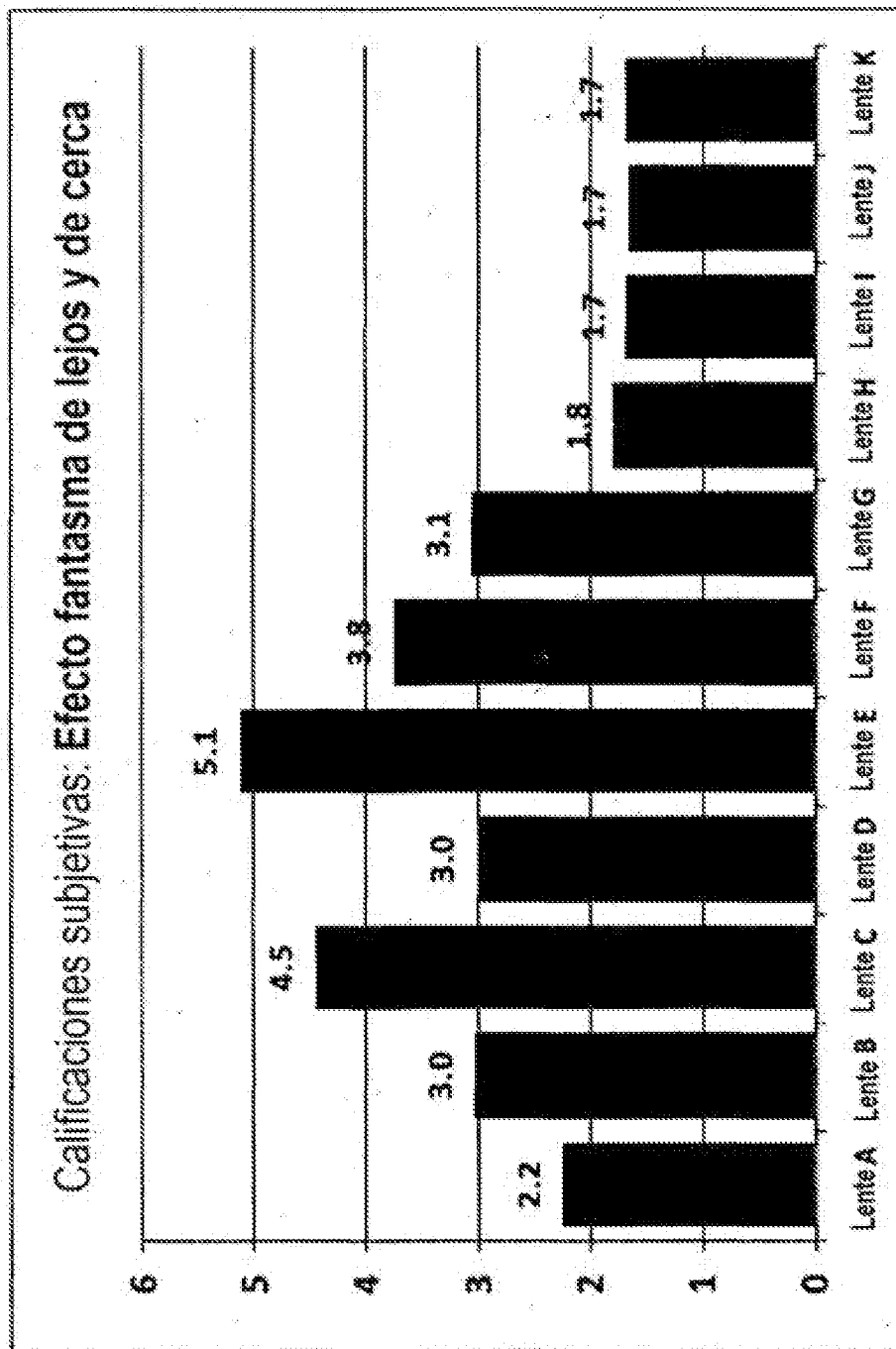


Figura 90

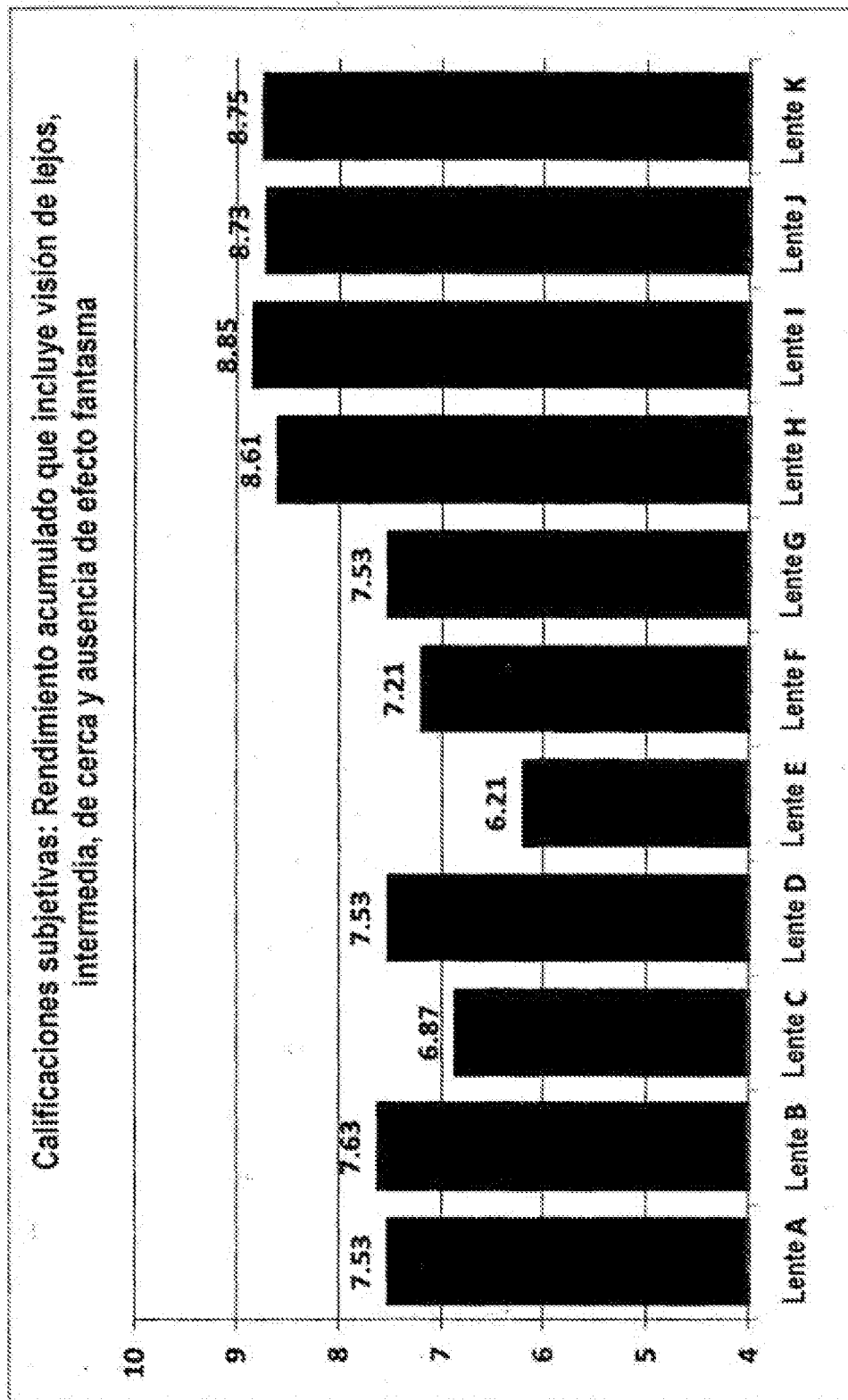


Figura 91

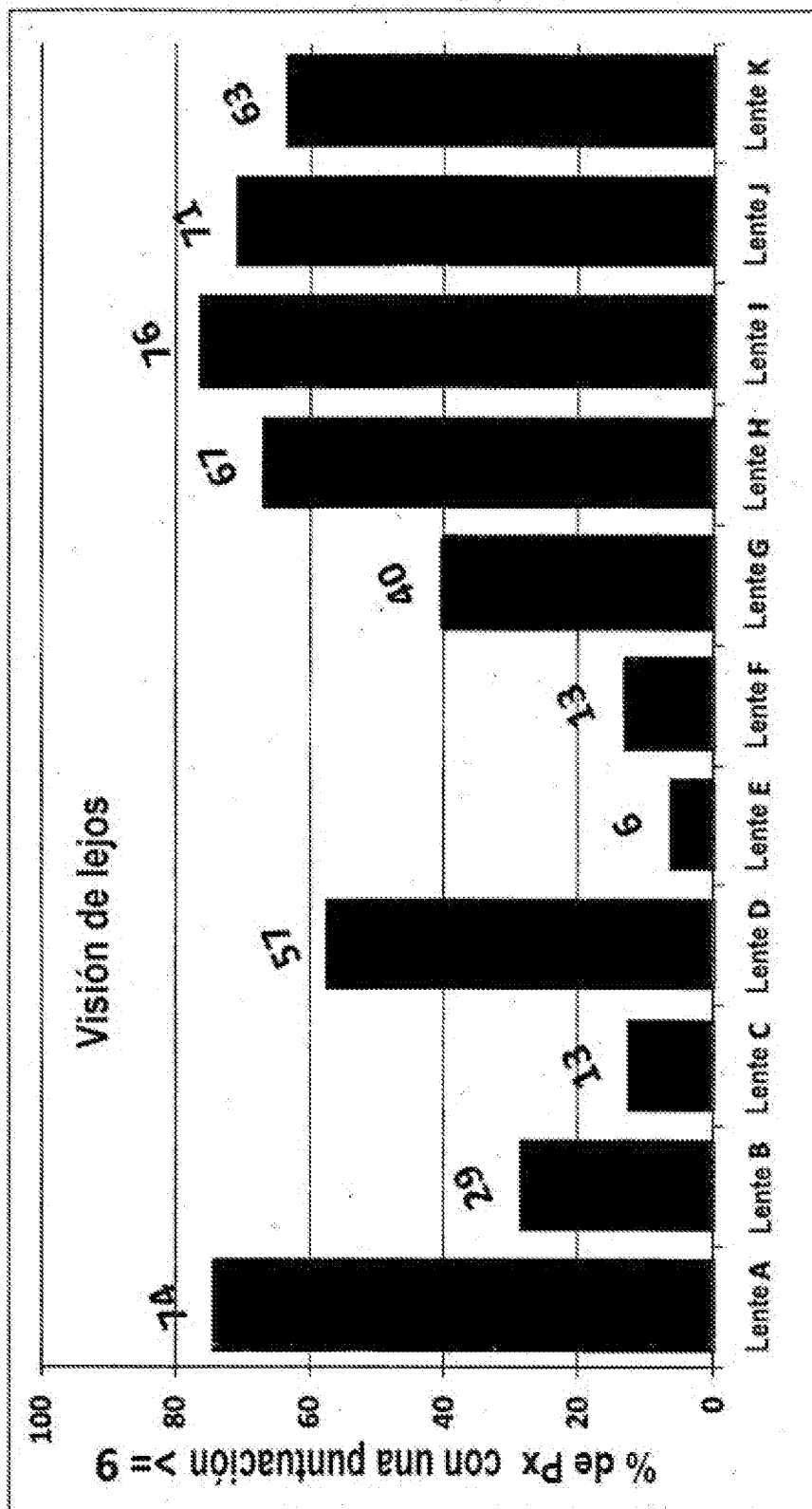


Figura 92

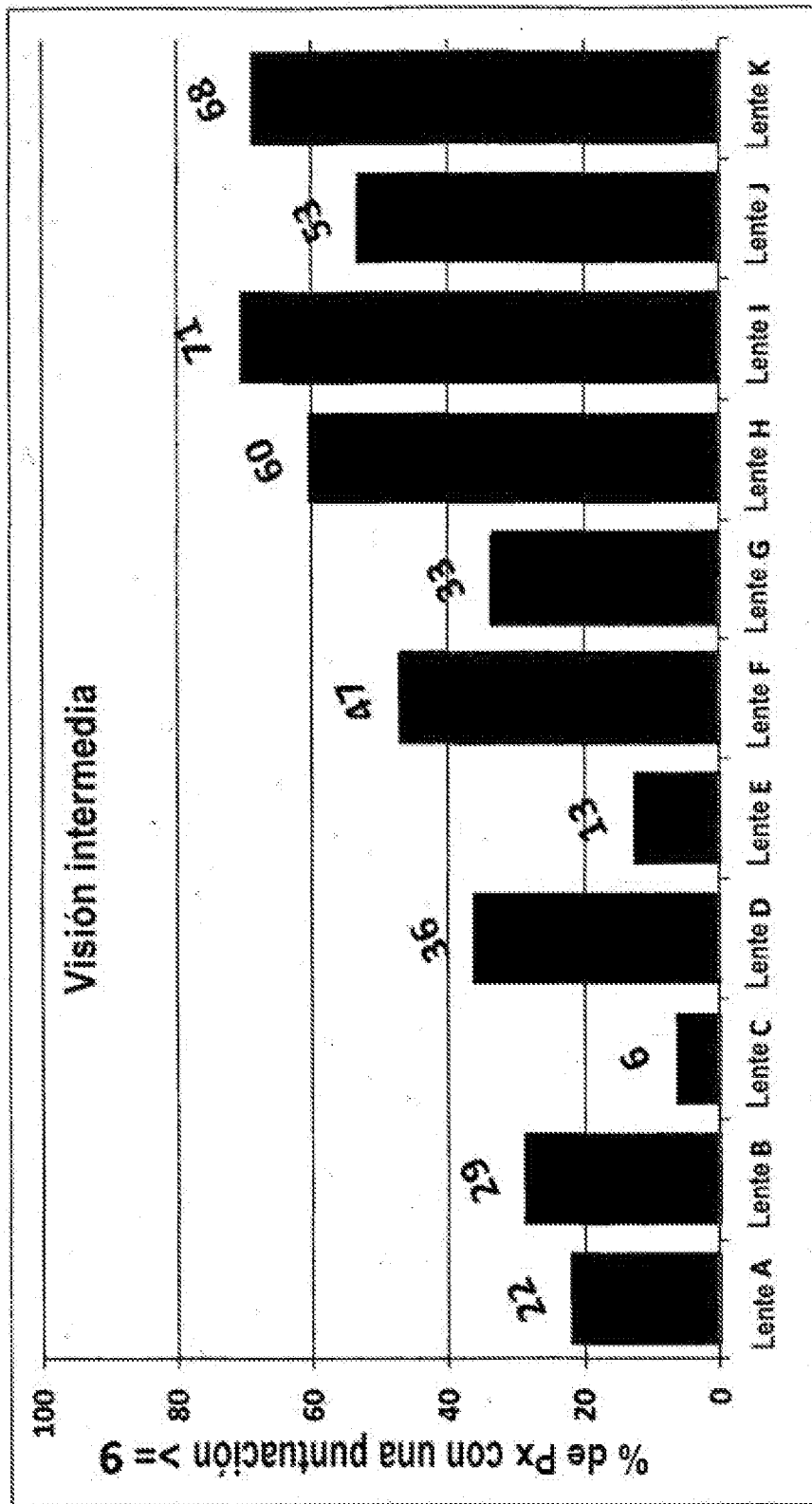


Figura 93

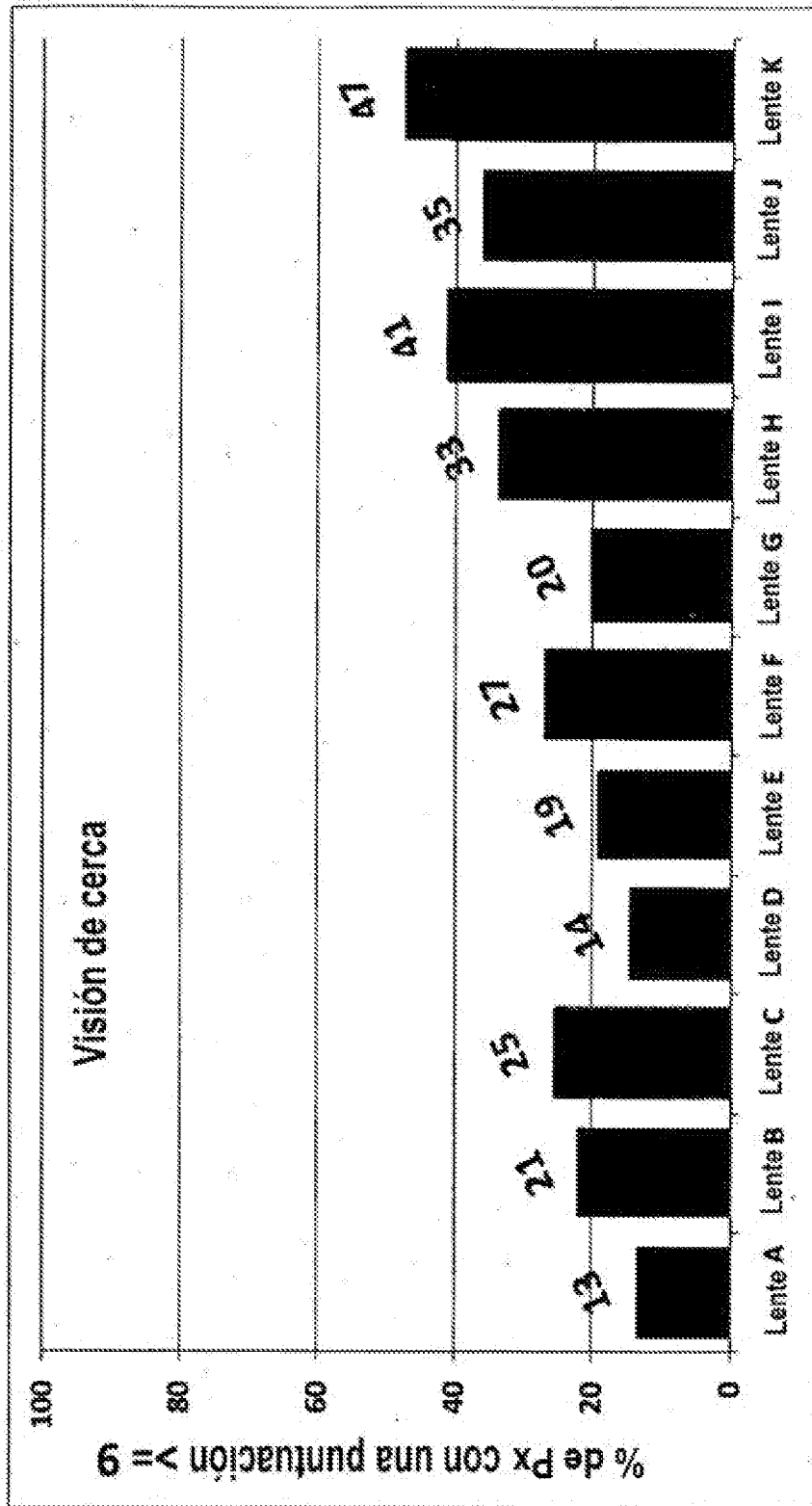


Figura 94

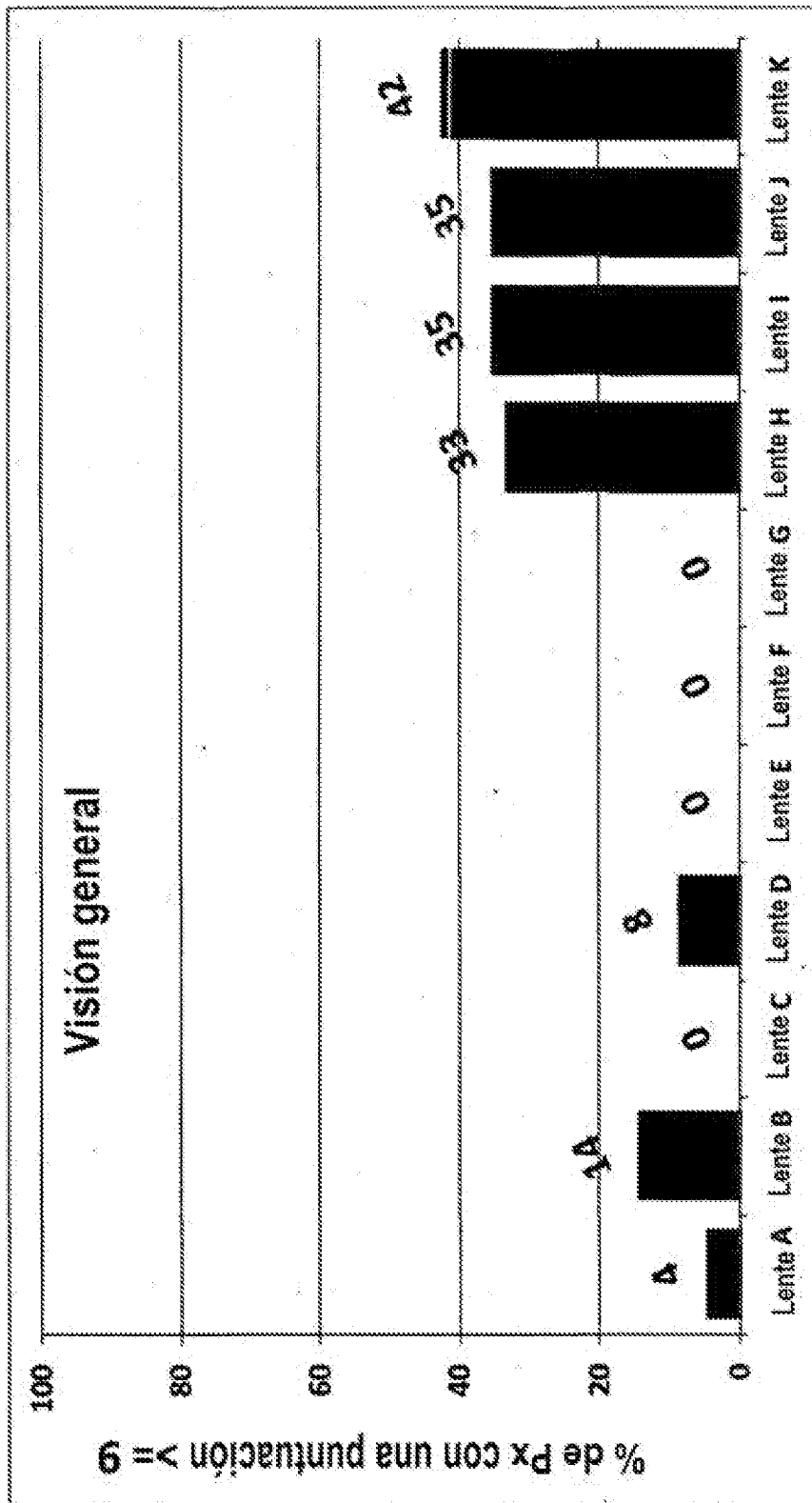


Figura 95

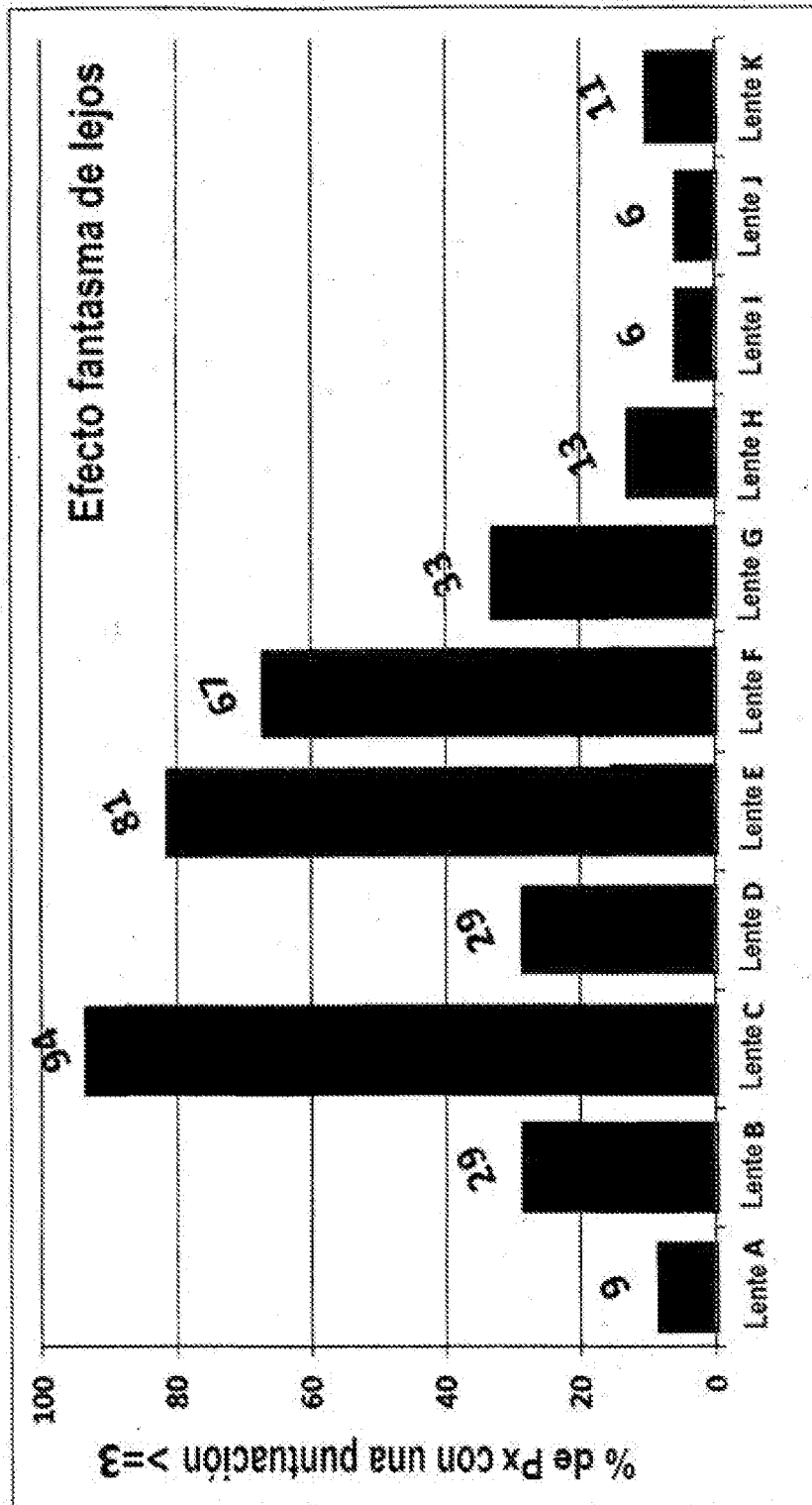


Figura 96

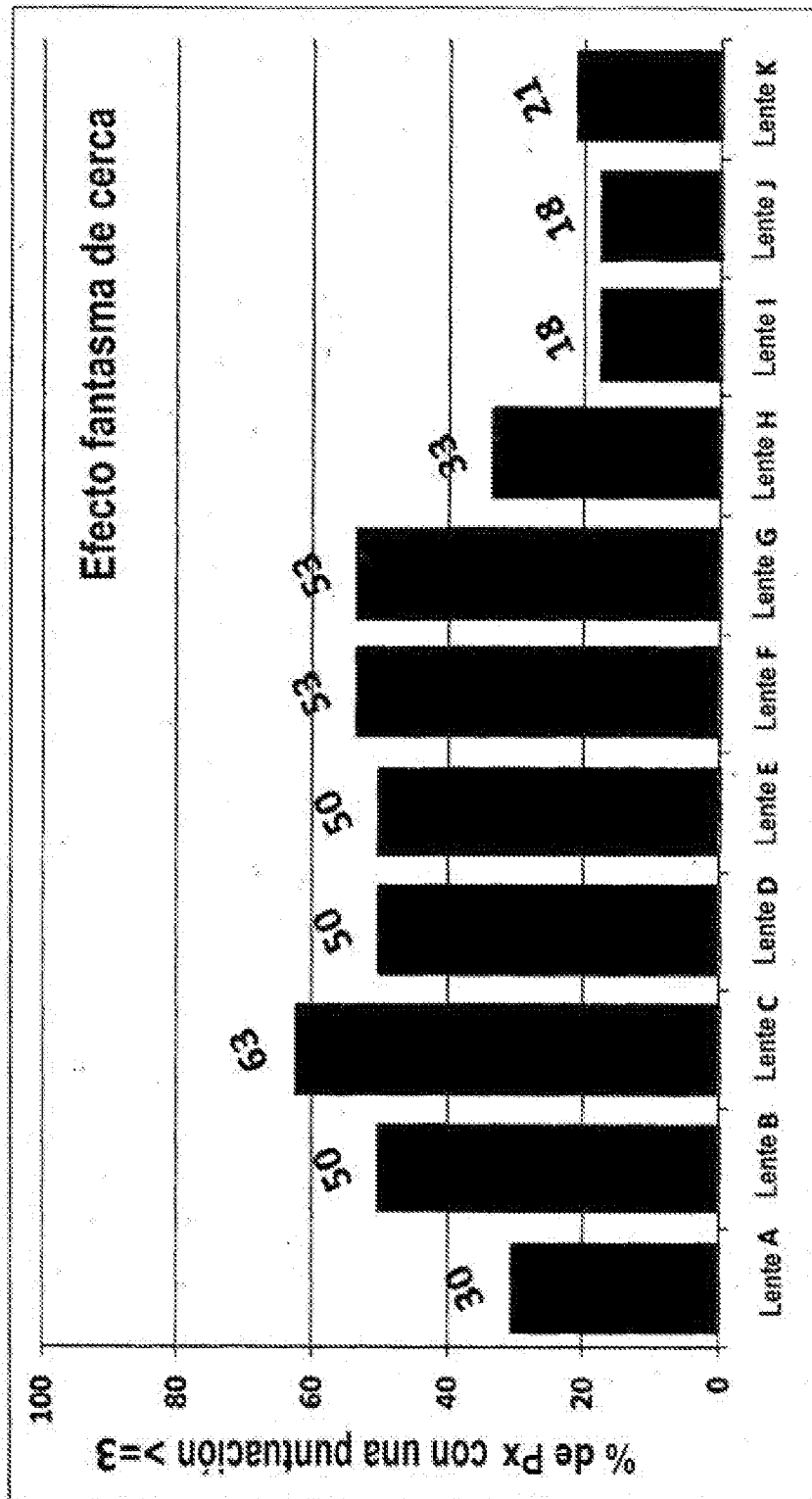


Figura 97

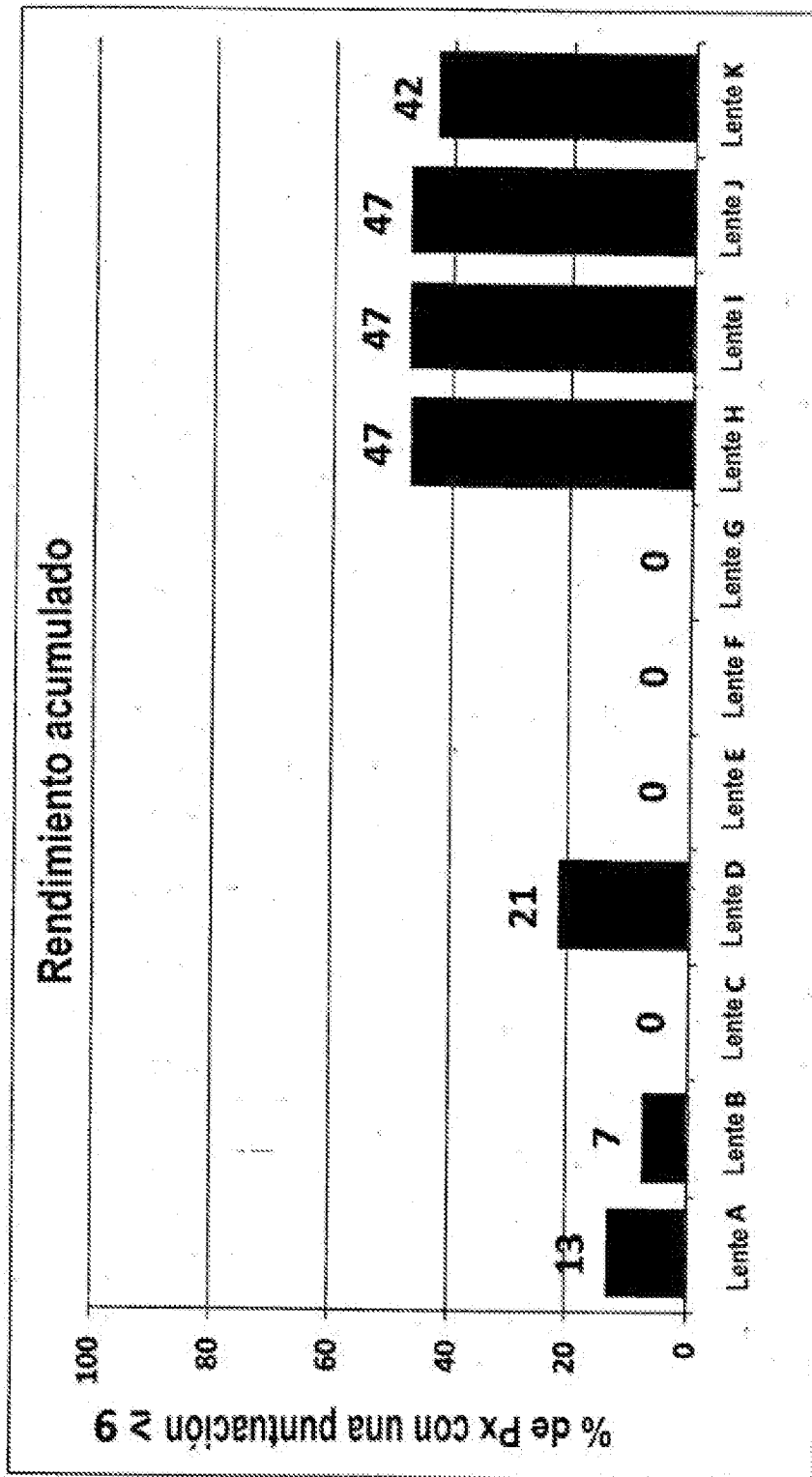


Figura 98

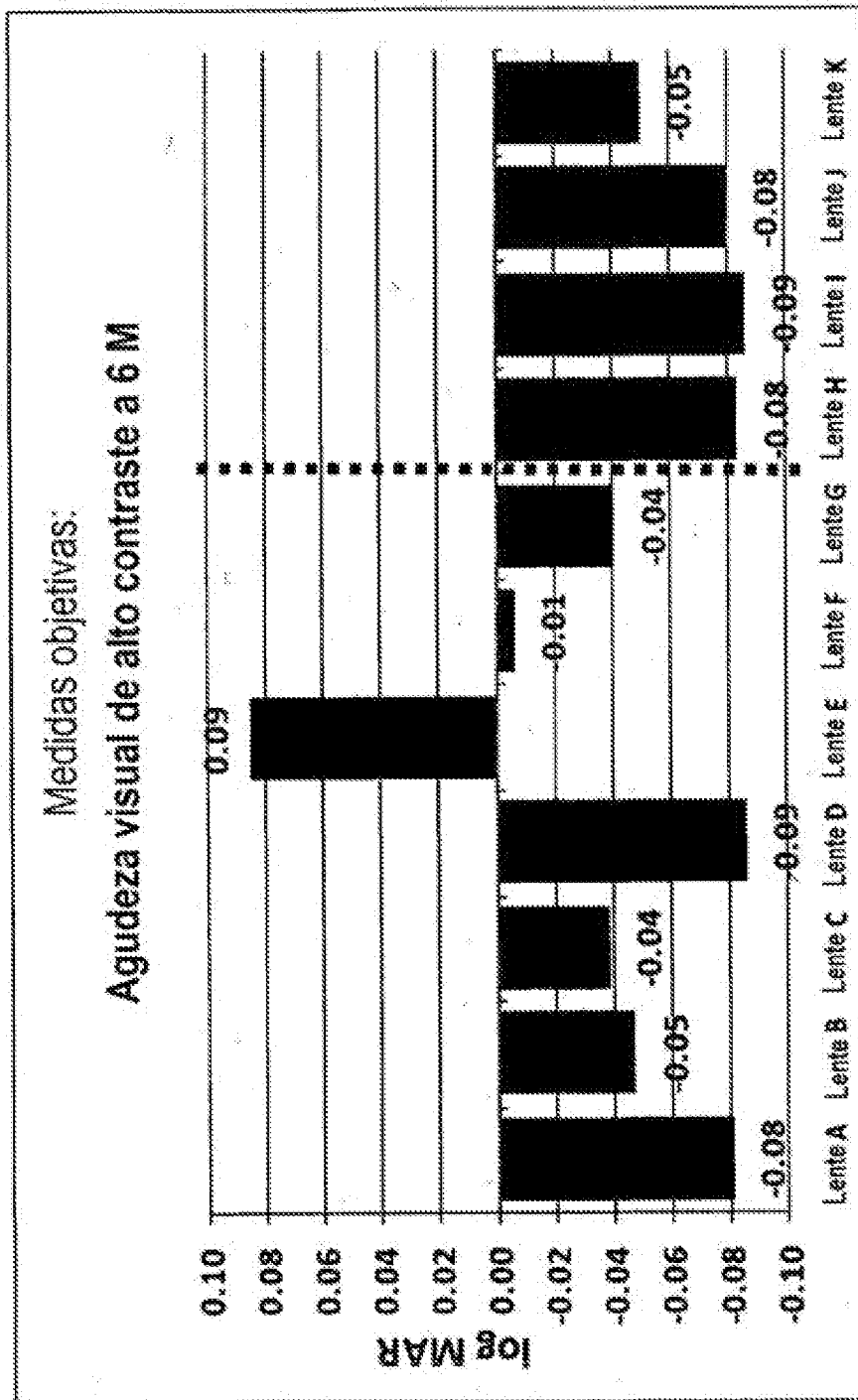


Figura 99

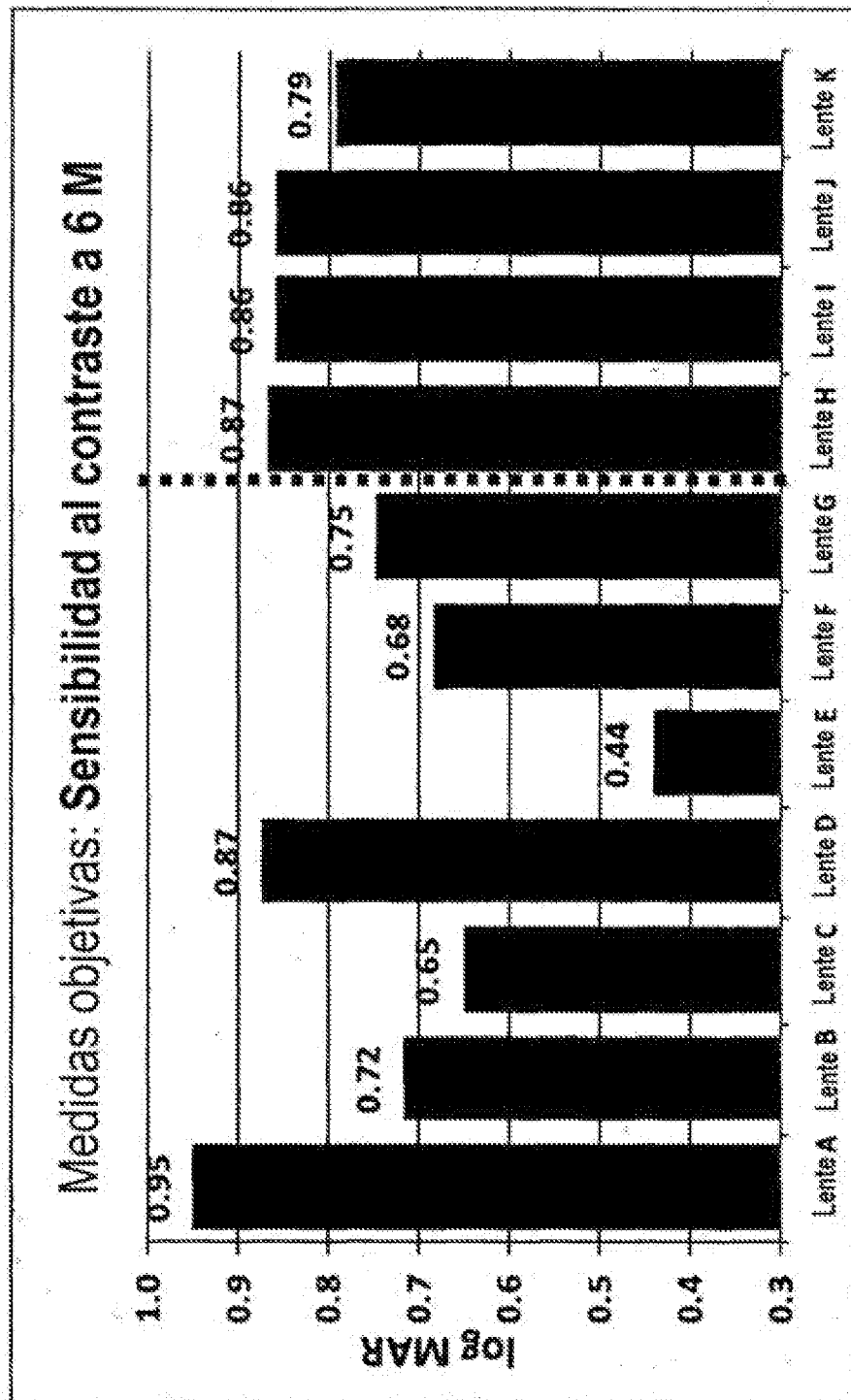


Figura 100

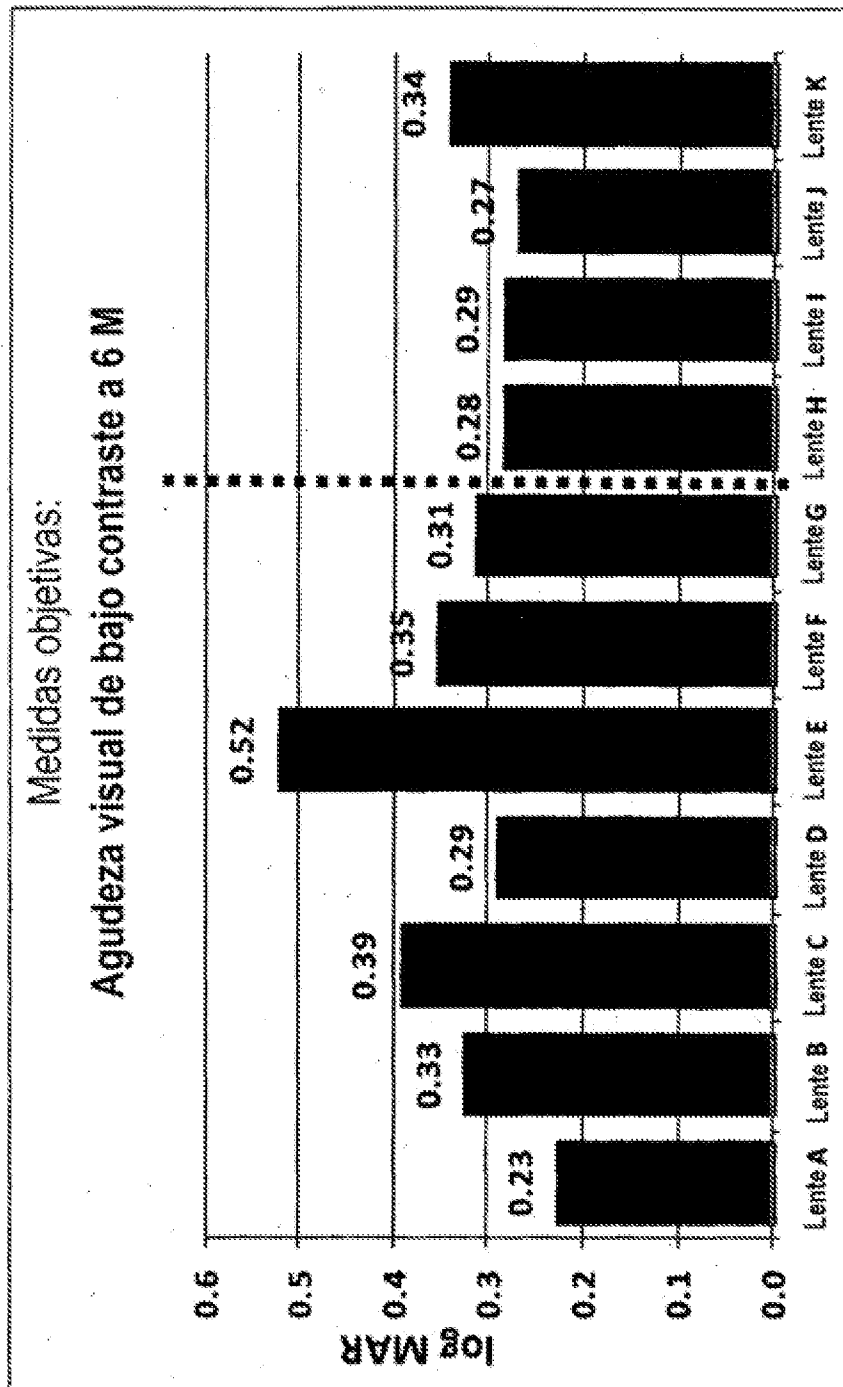


Figura 101

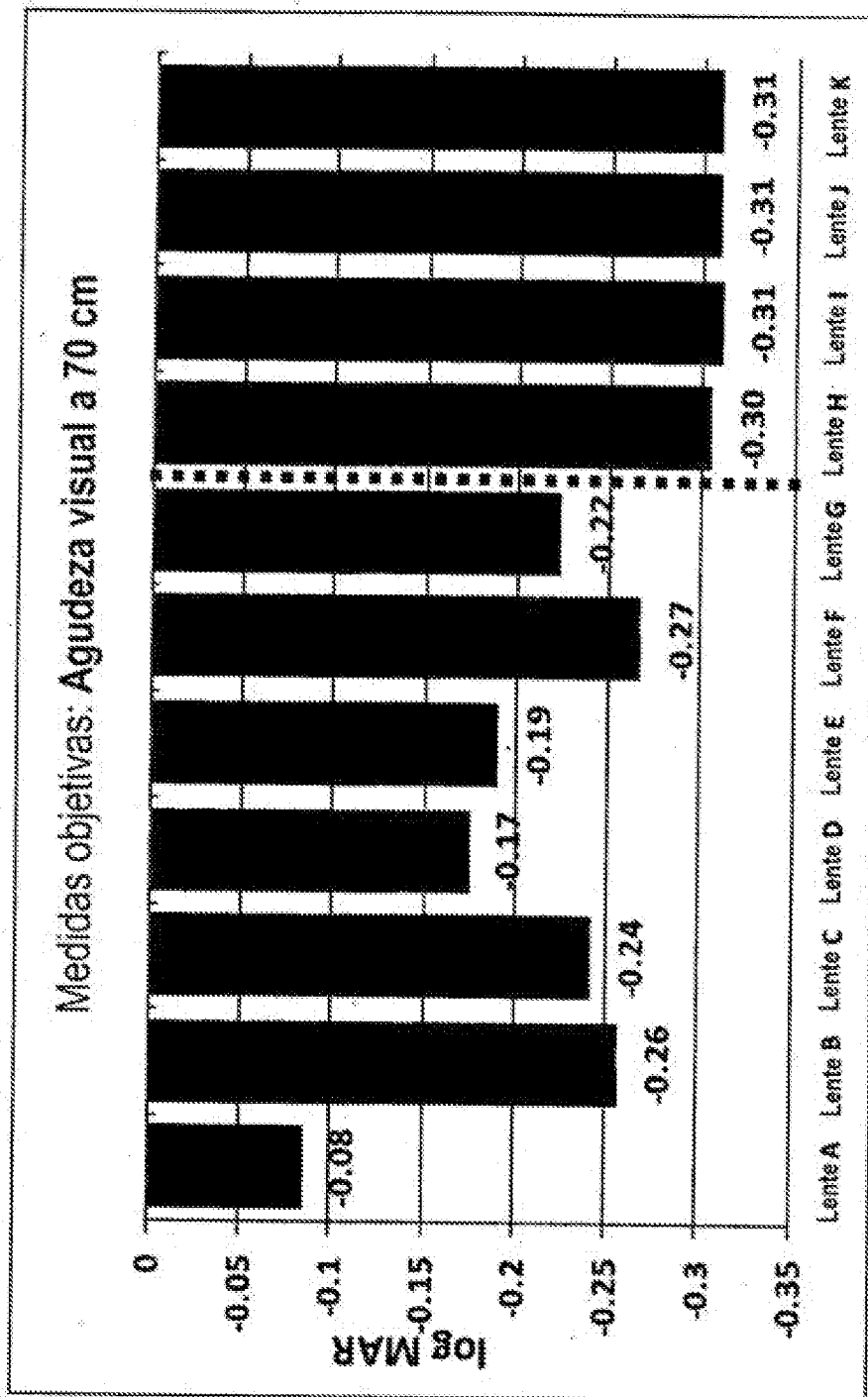


Figura 102

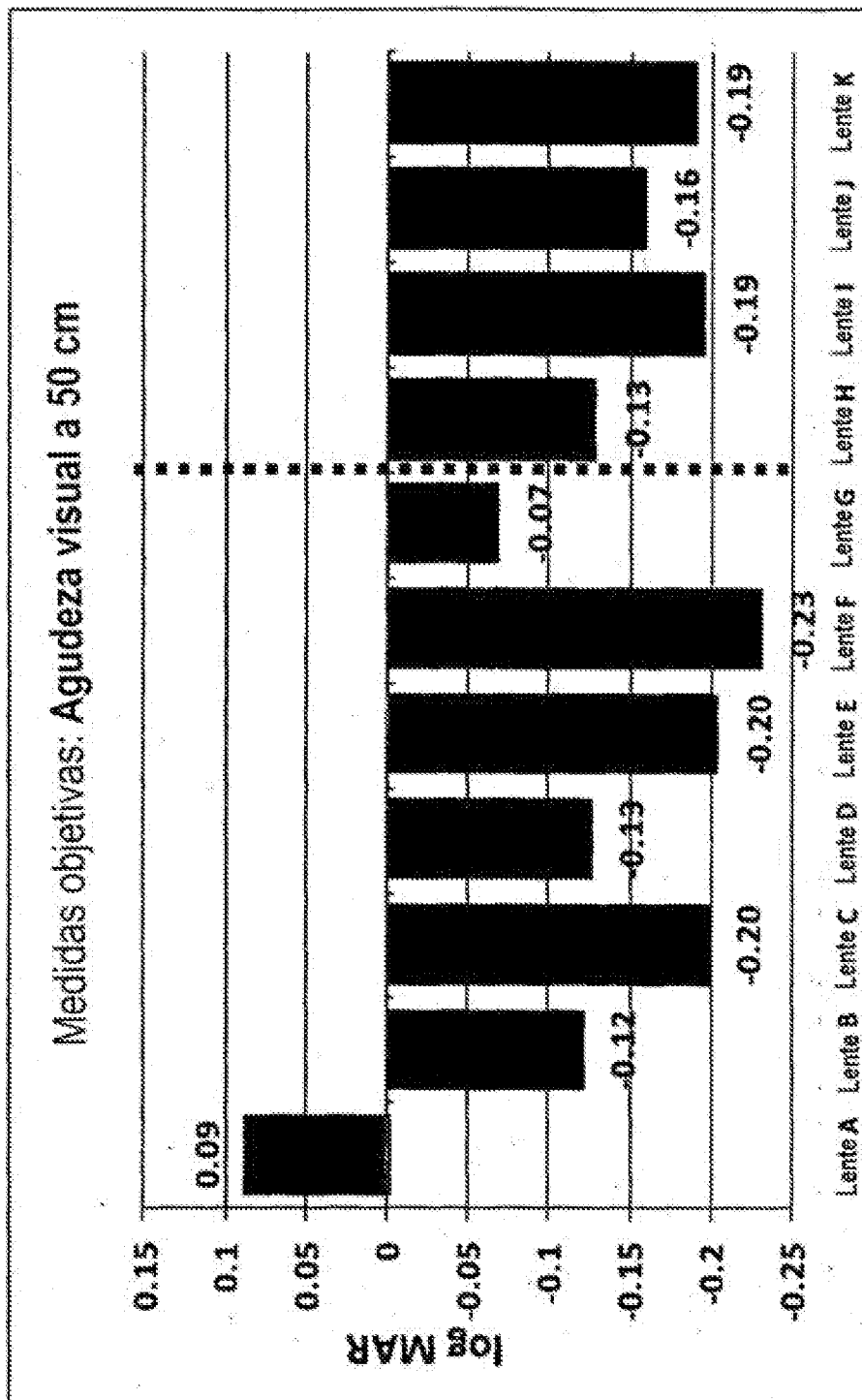


Figura 103

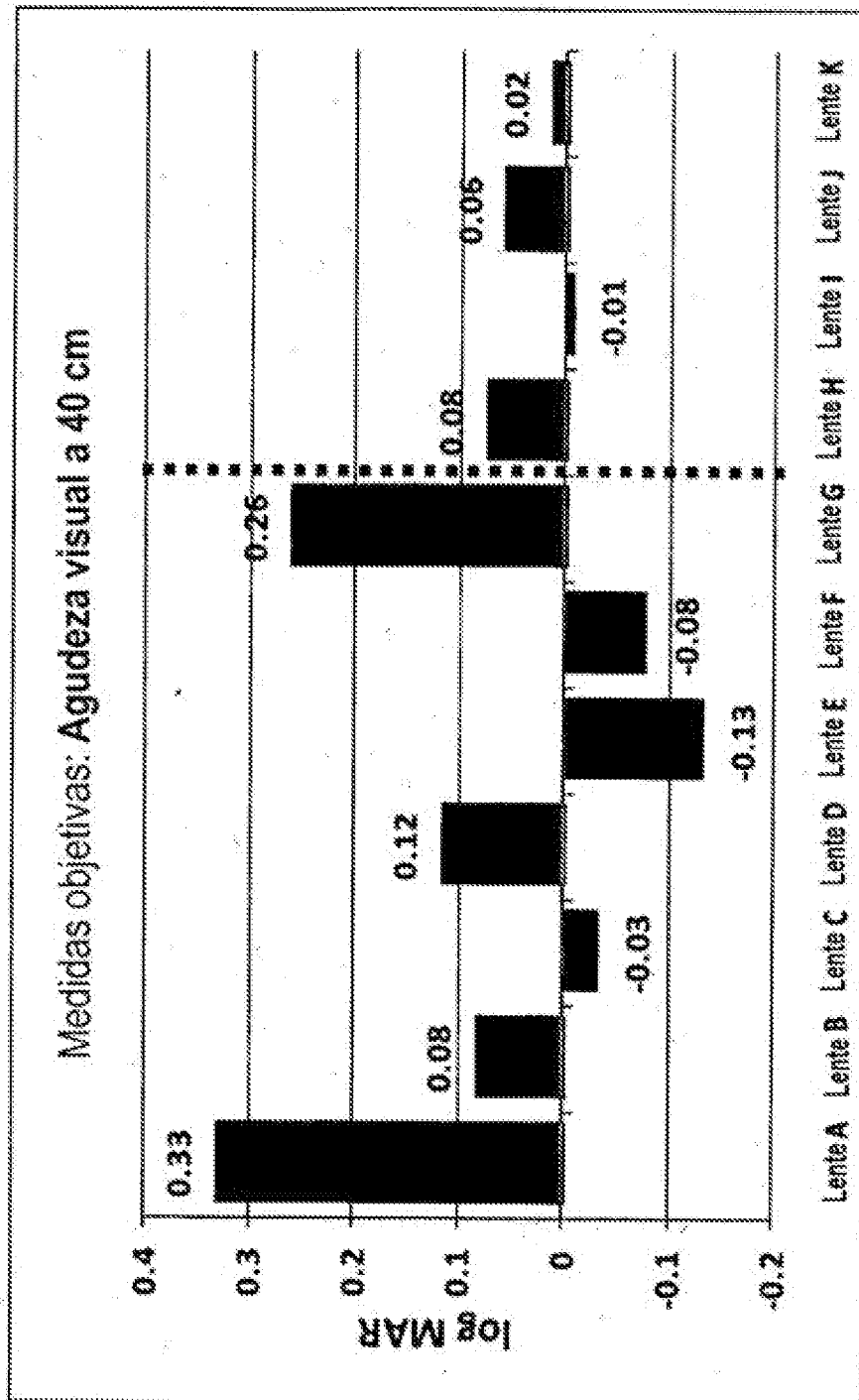


Figura 104

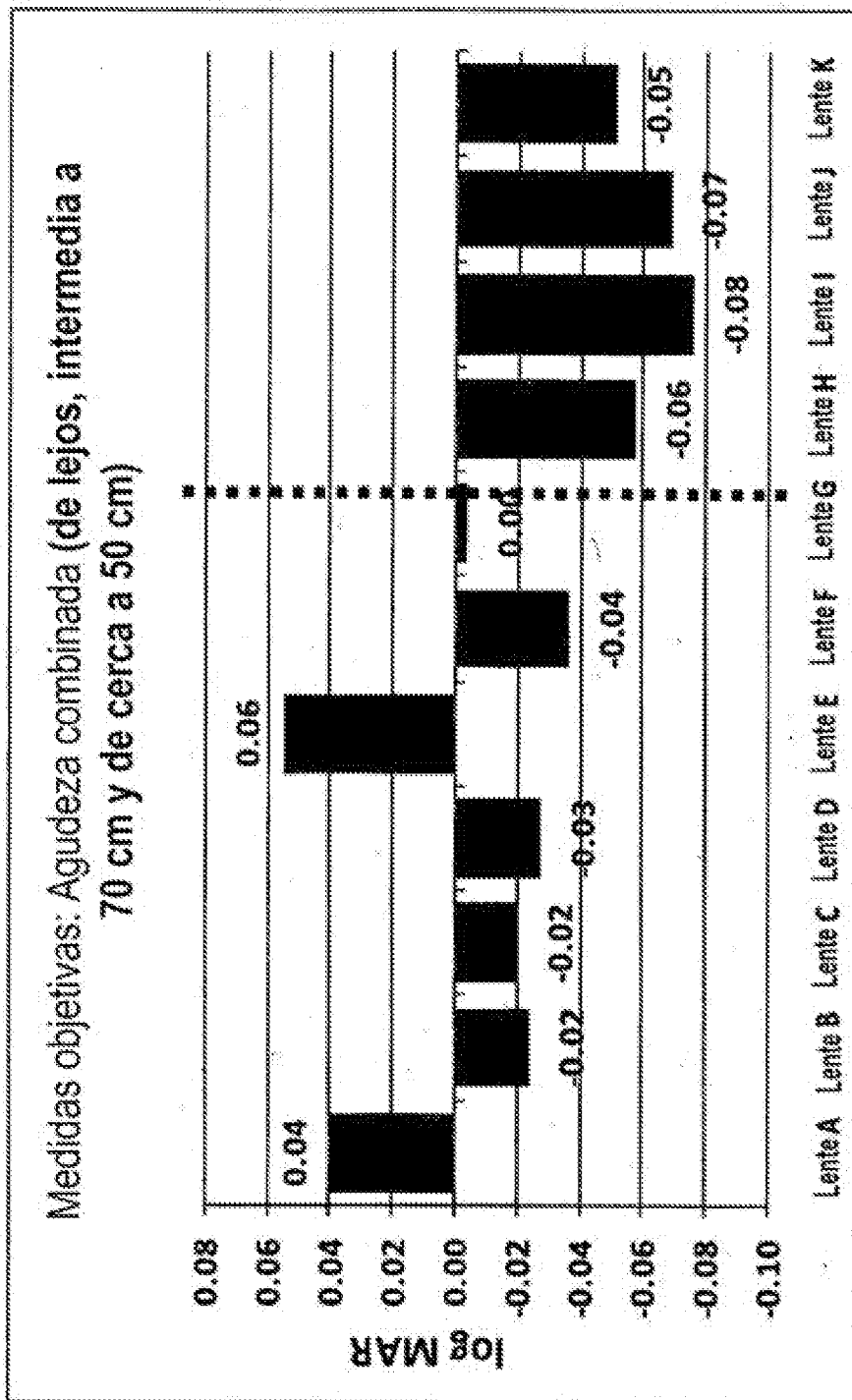


Figura 105

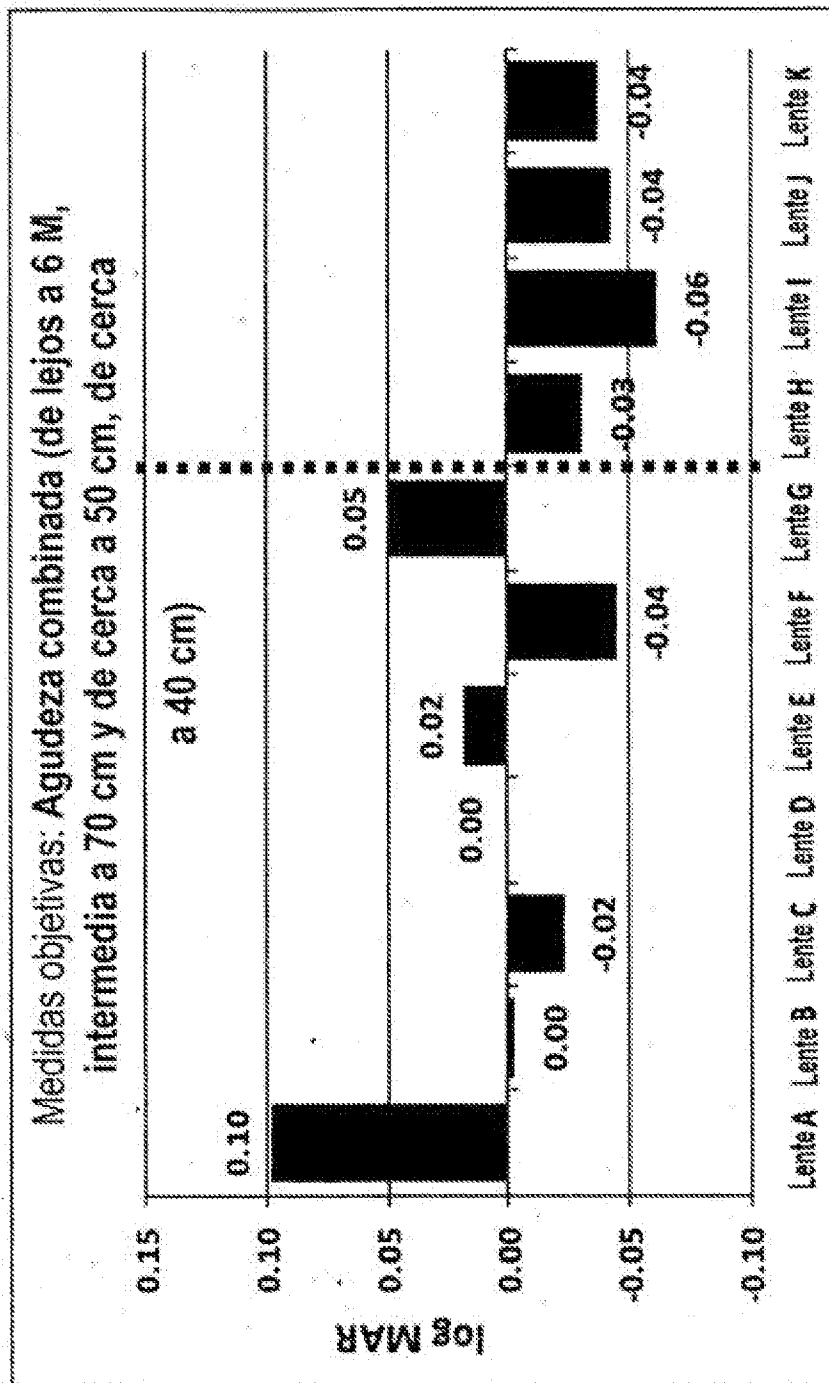


Figura 106

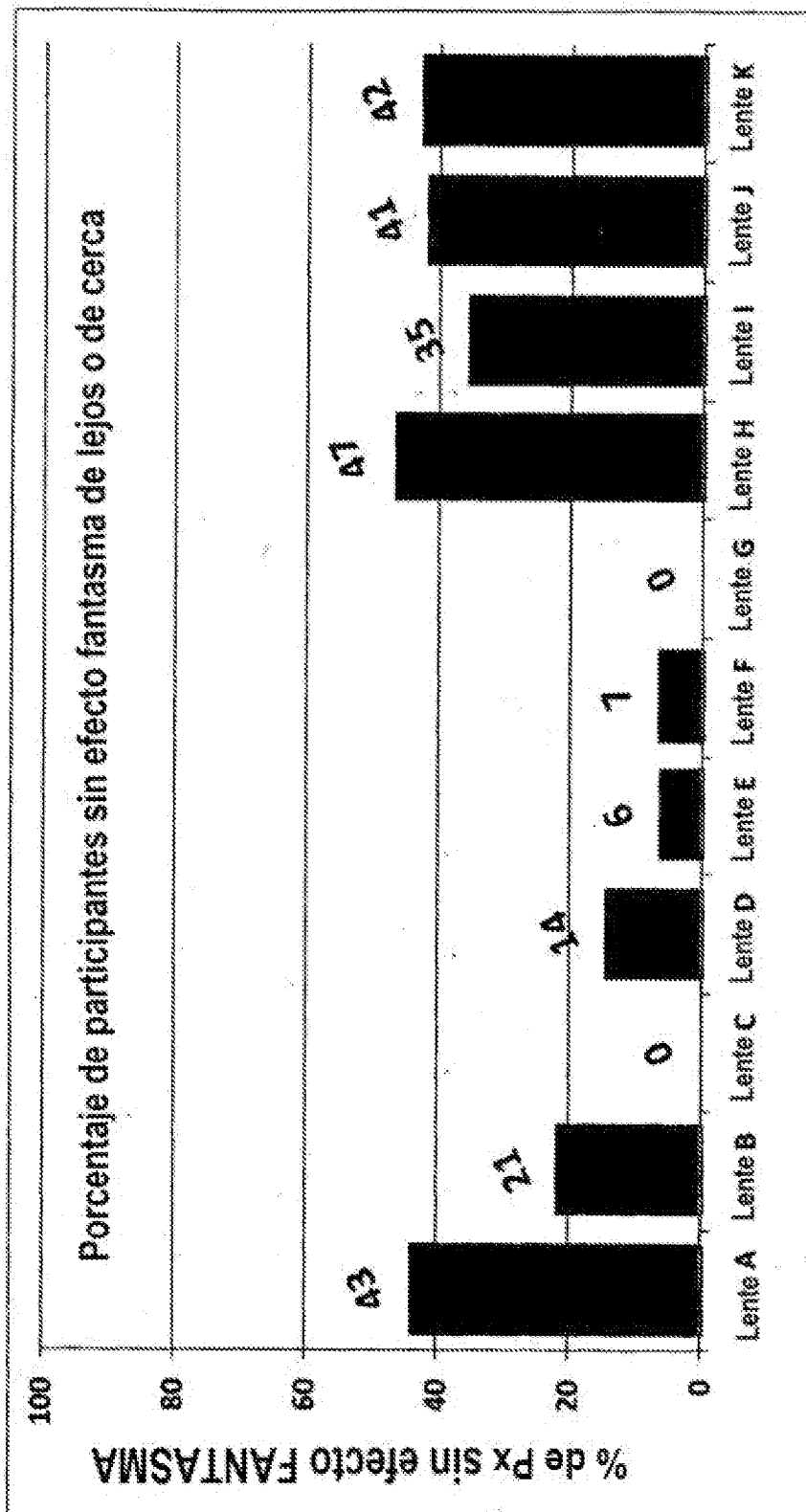


Figura 107

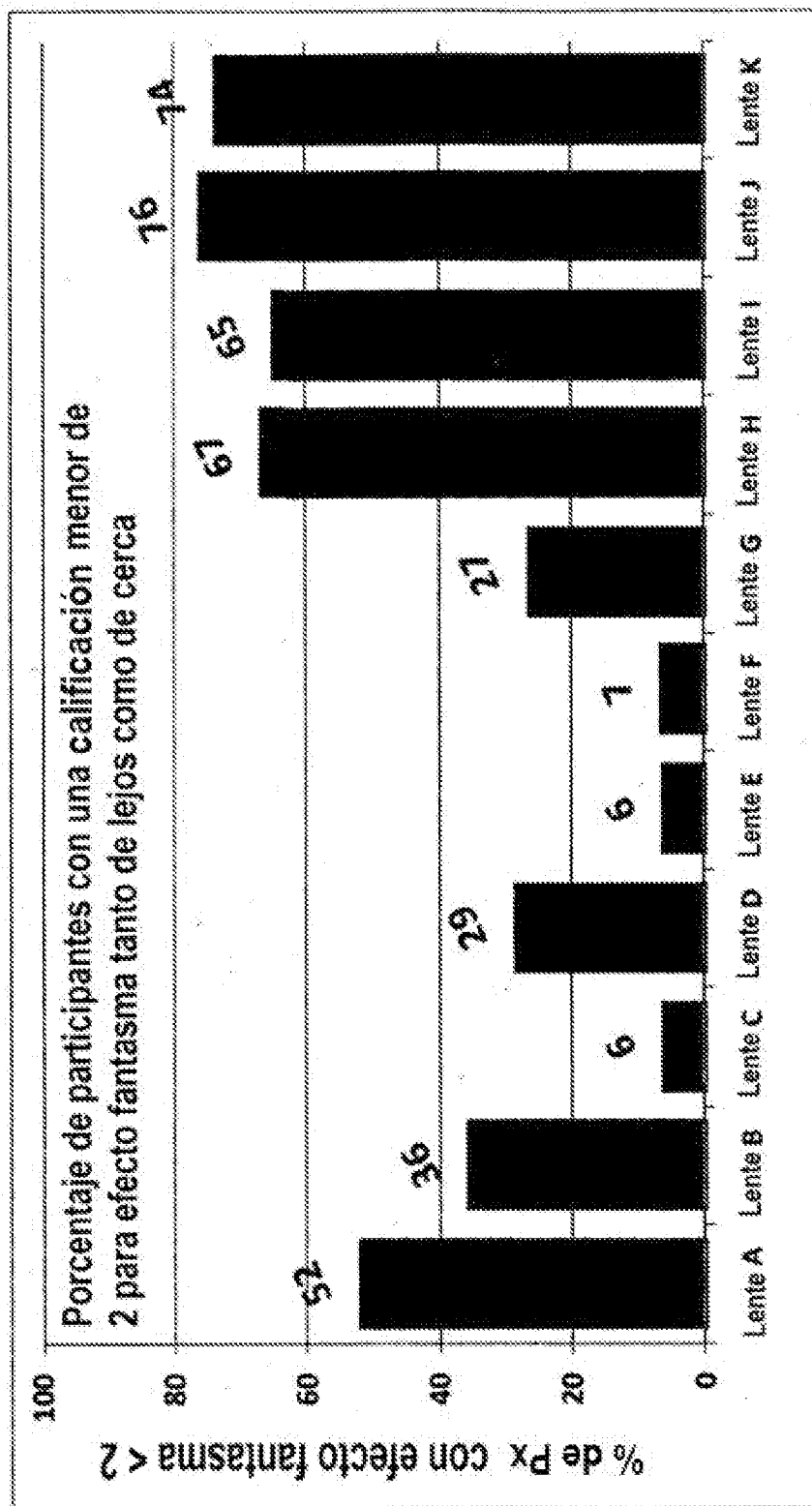


Figura 108

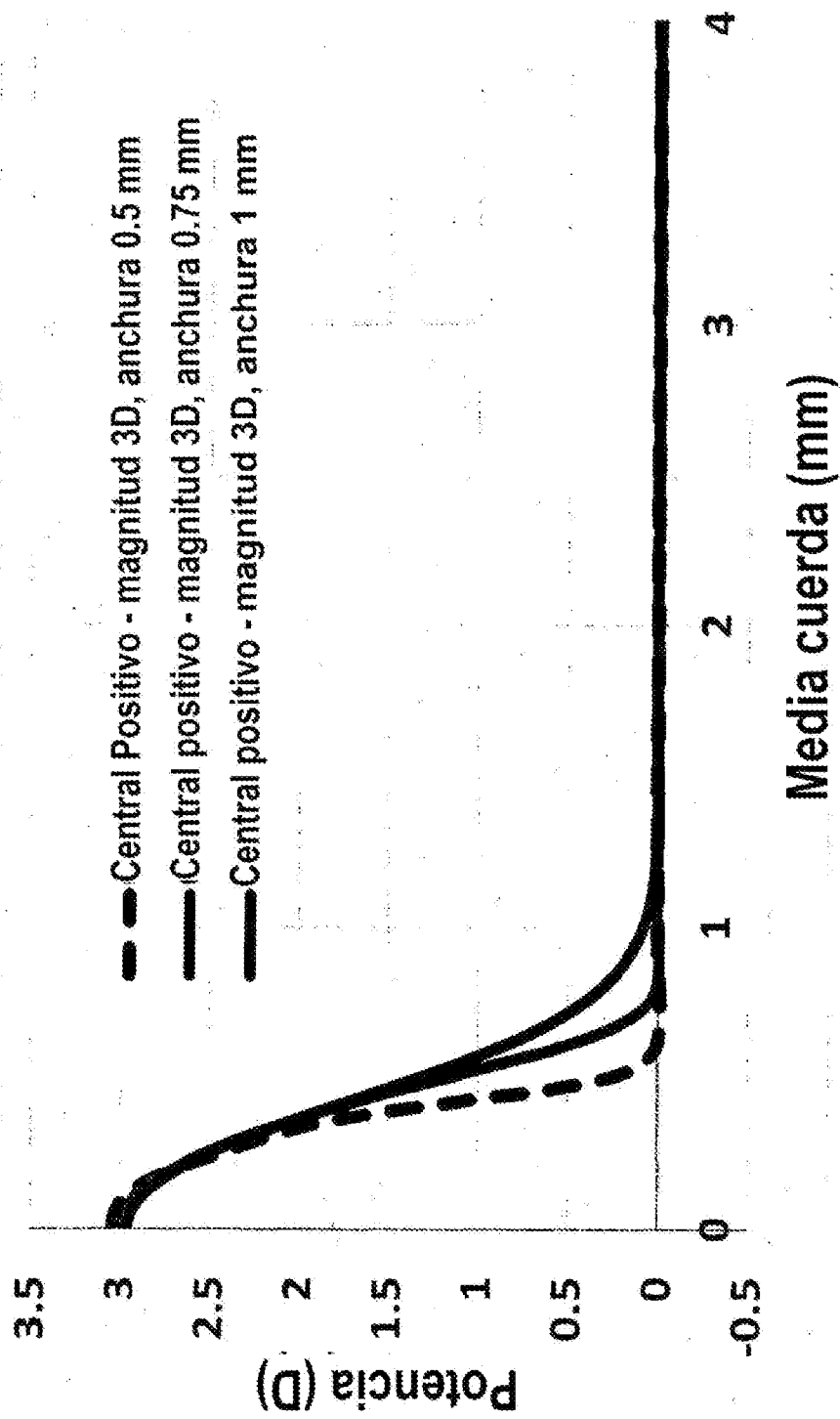


Figura 109

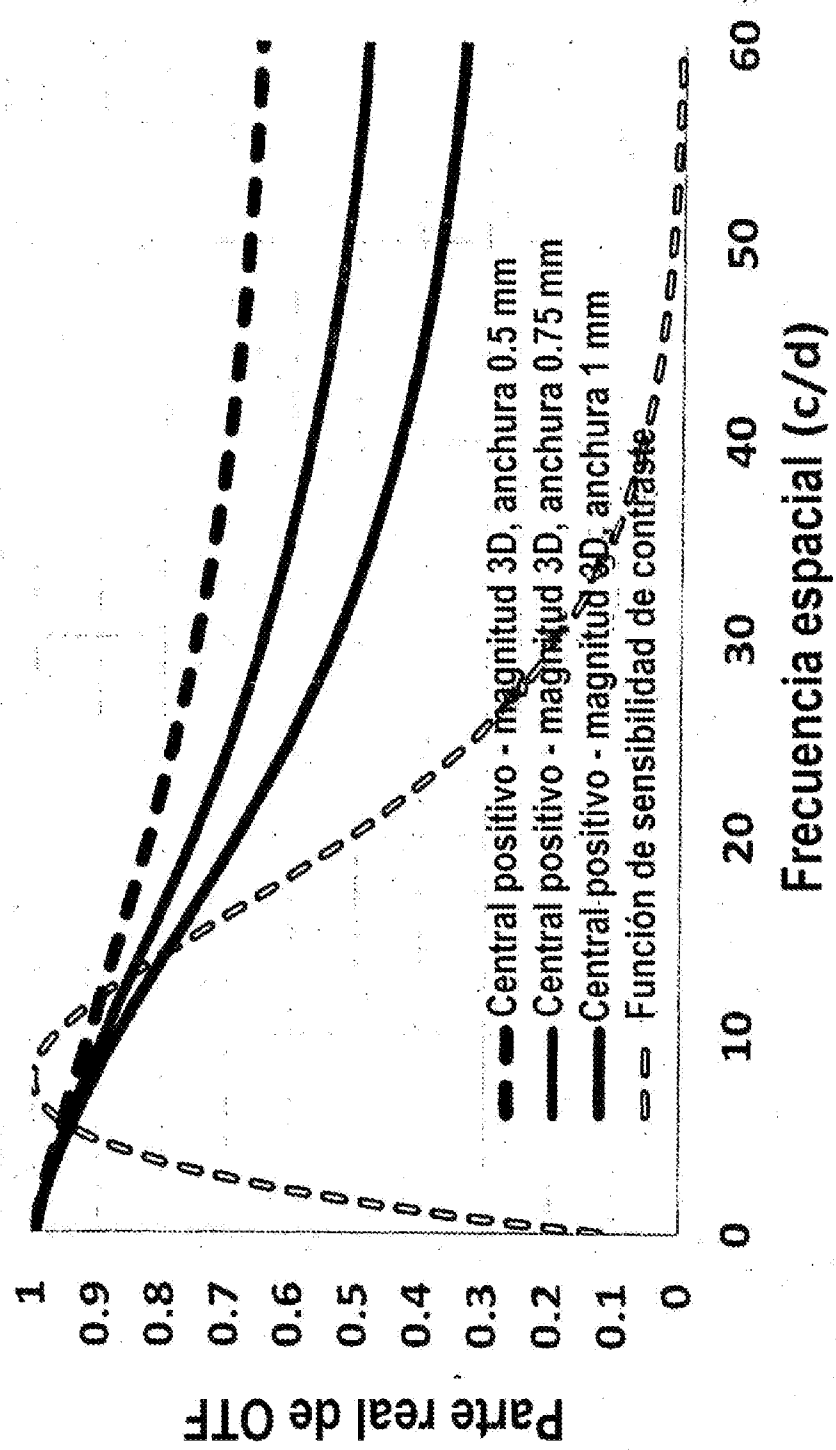


Figura 110

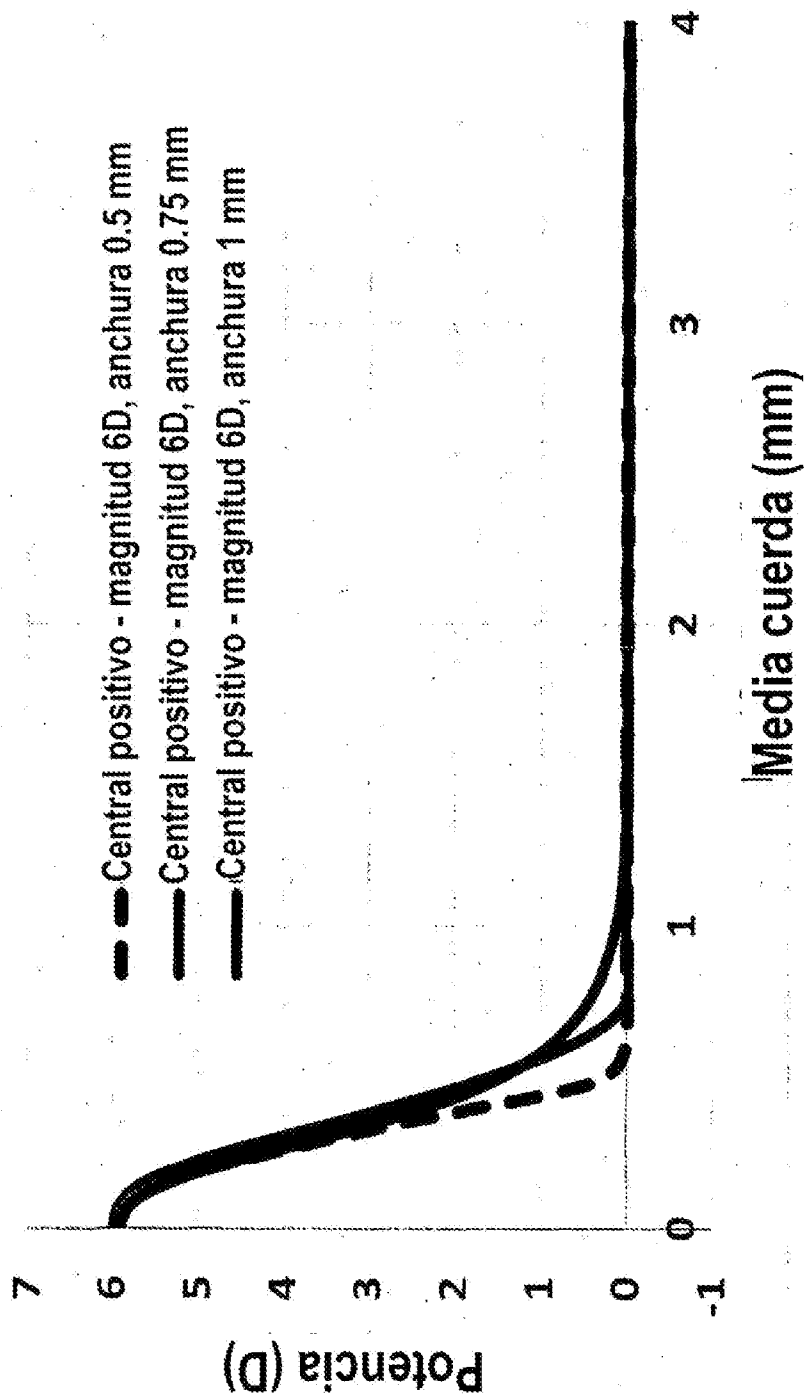


Figura 111

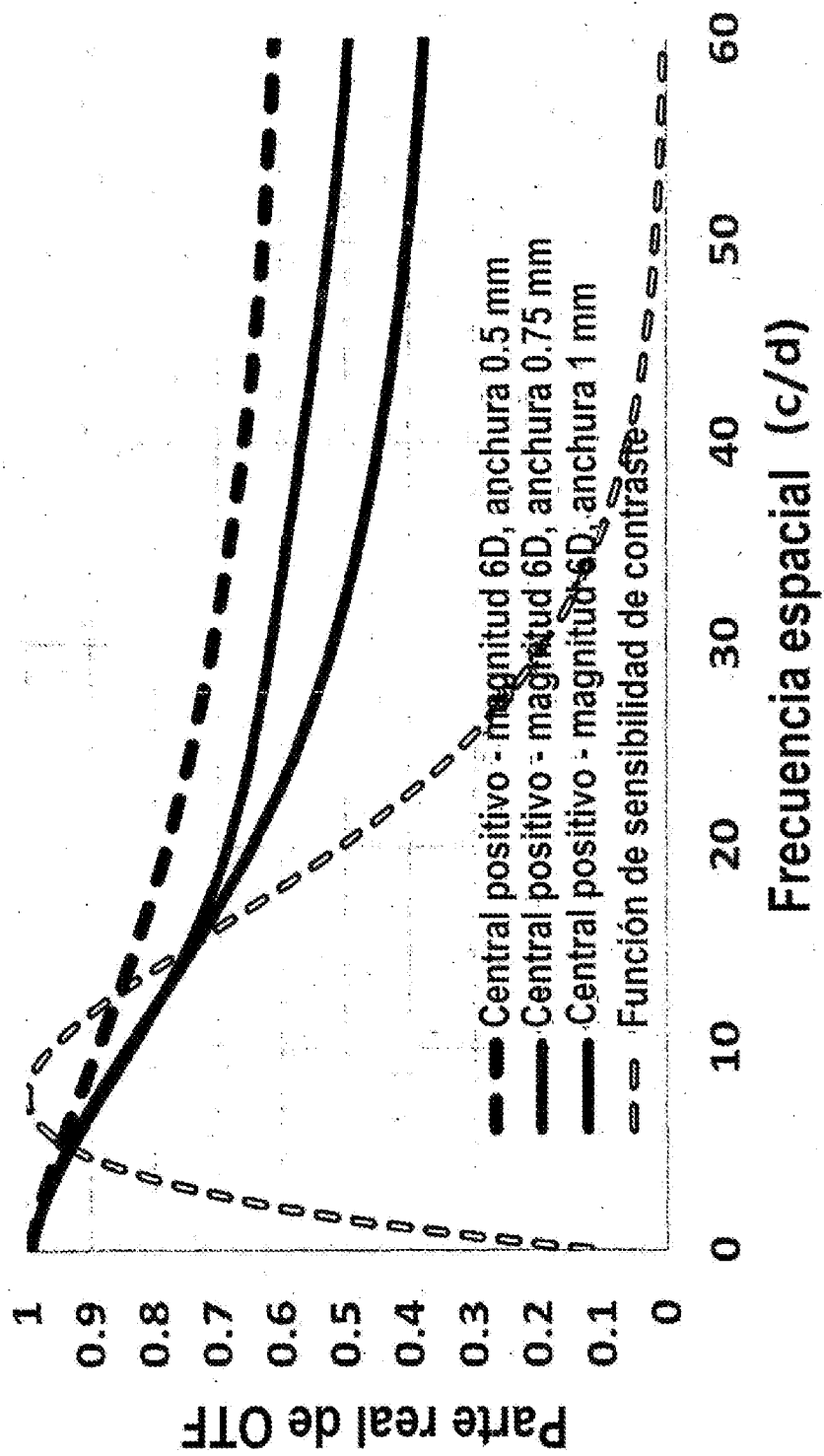


Figura 112

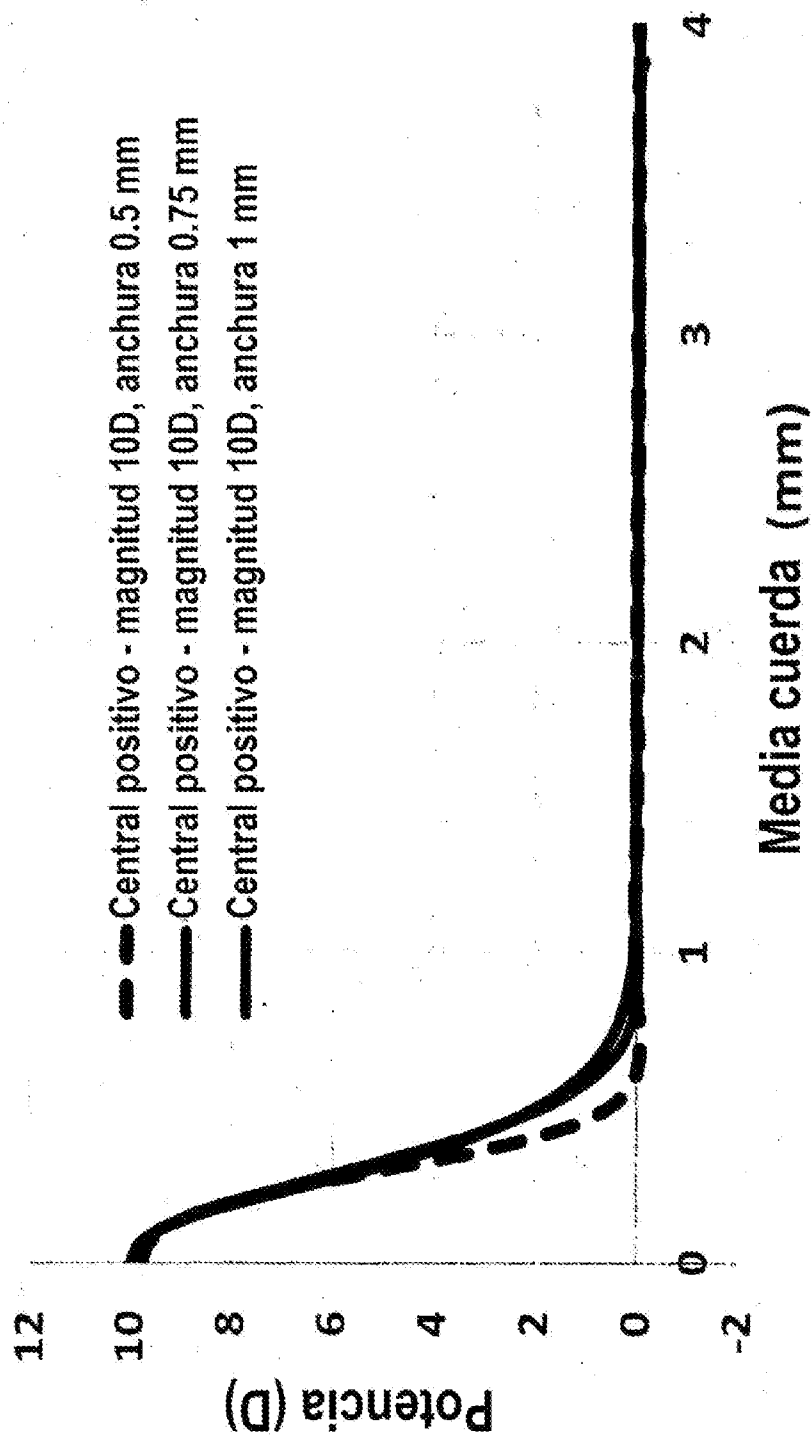


Figura 113

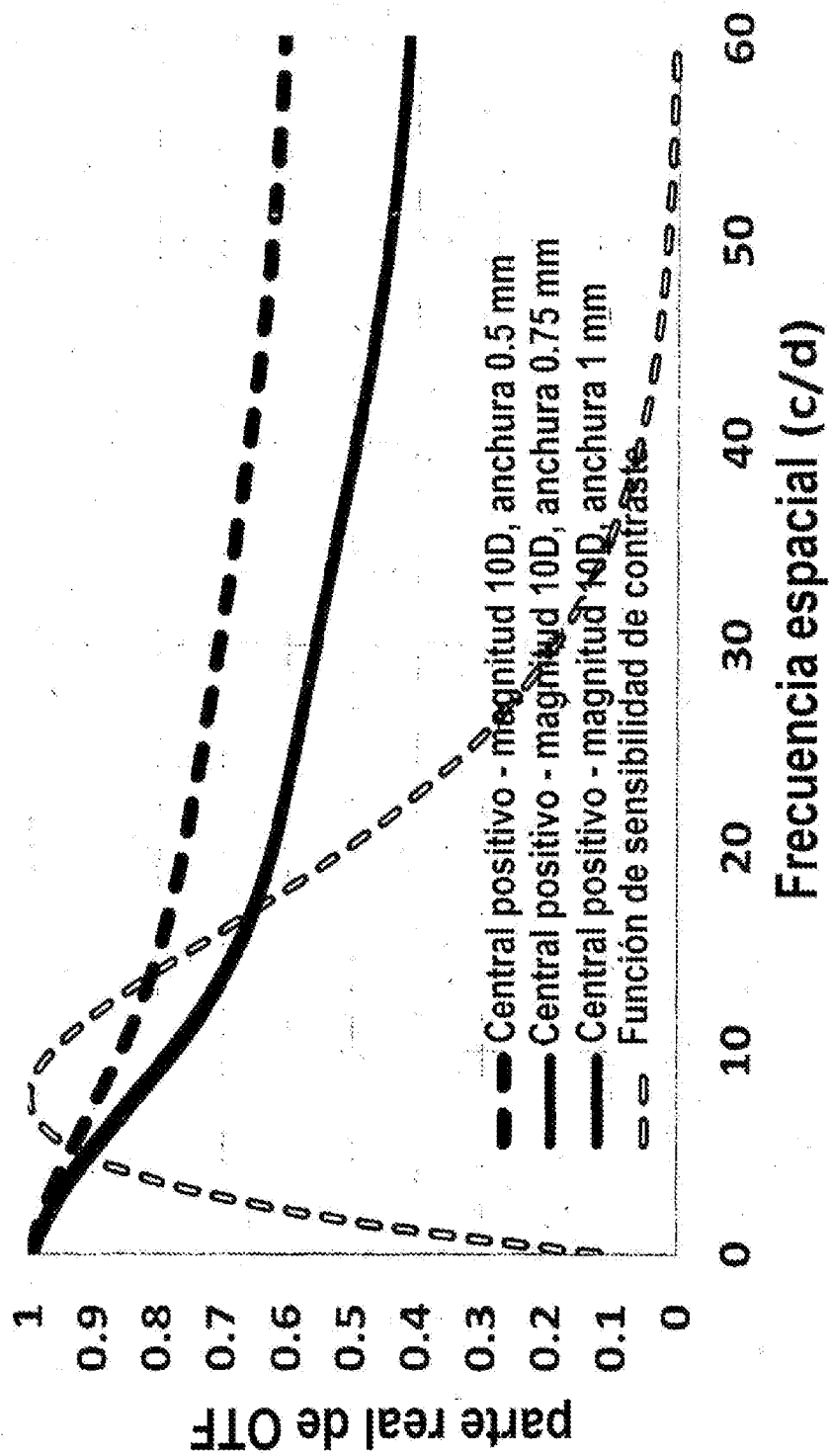


Figura 114

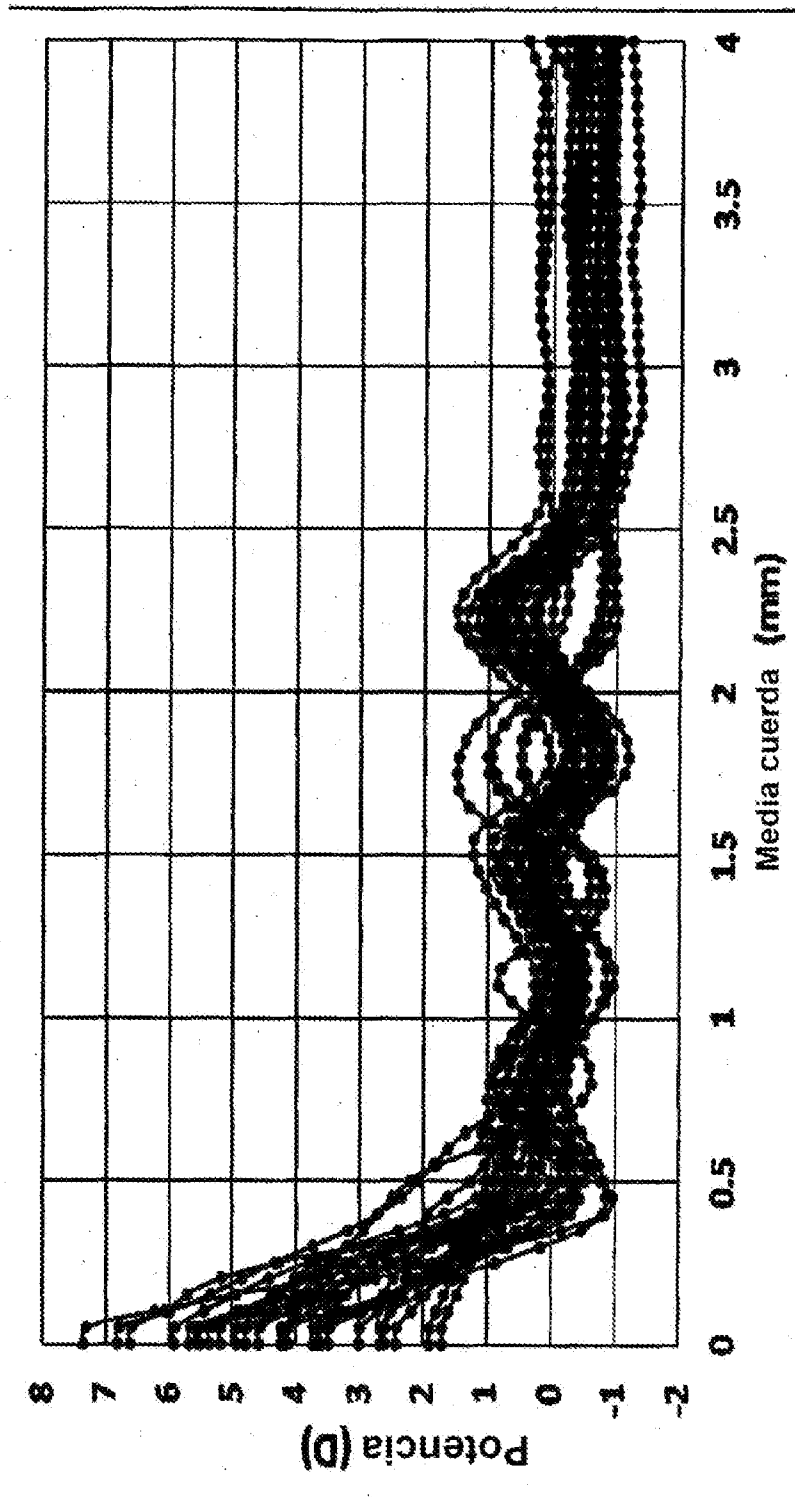


Figura 115

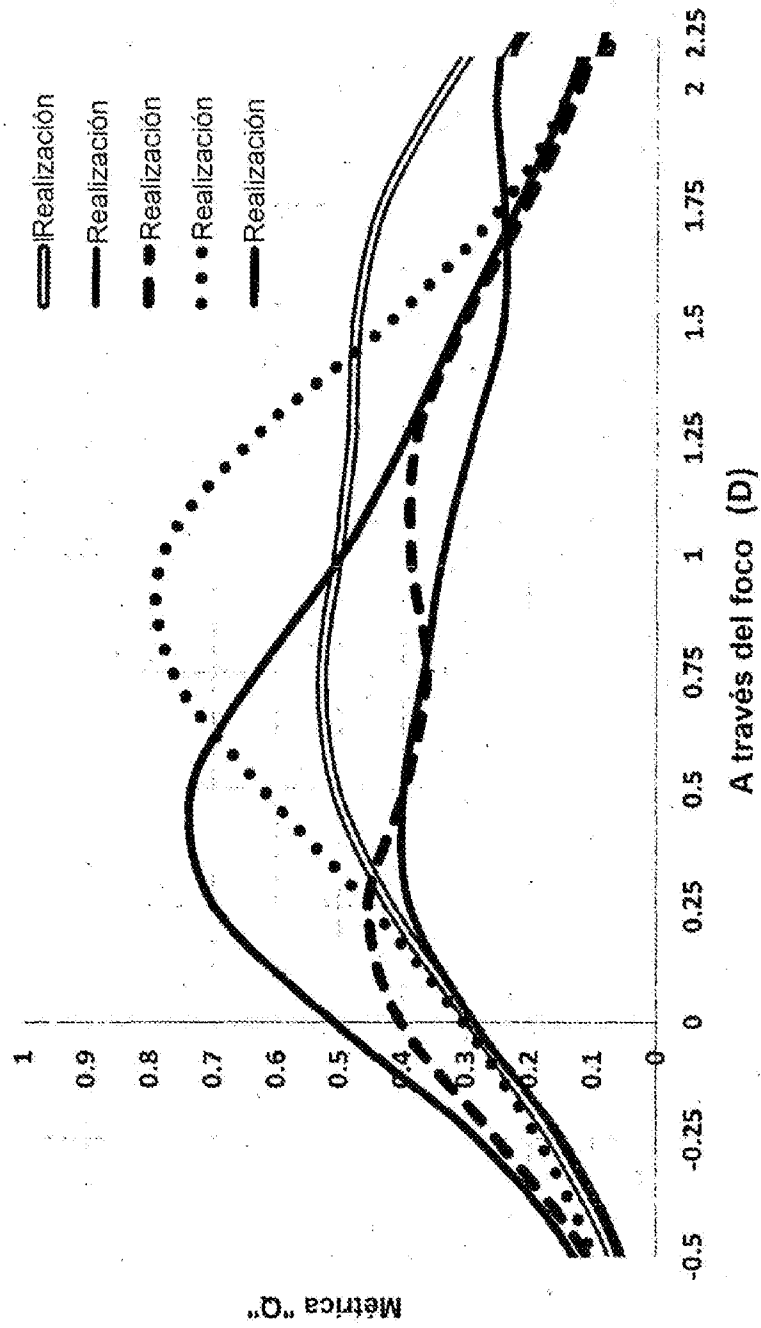


Figura 116

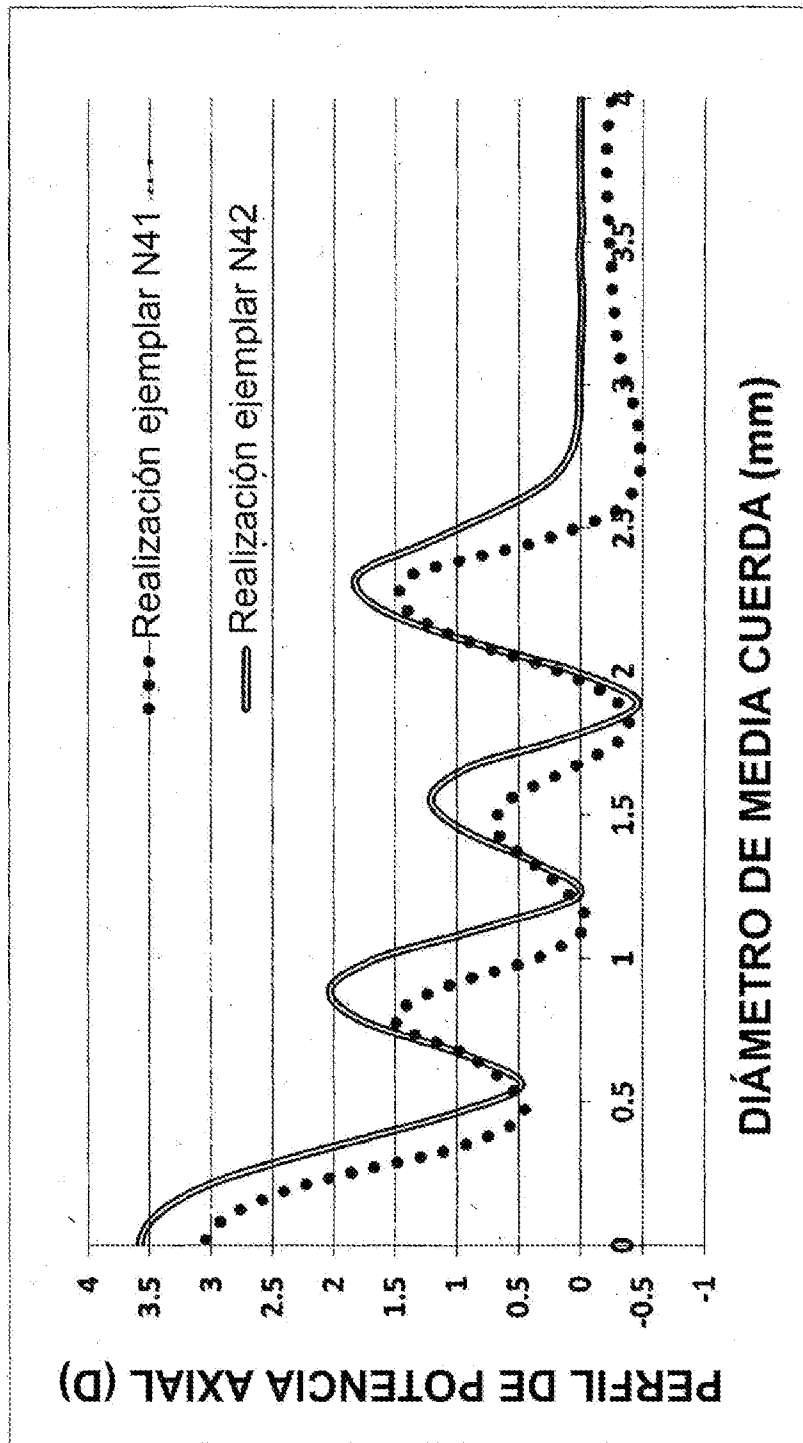


Figura 117

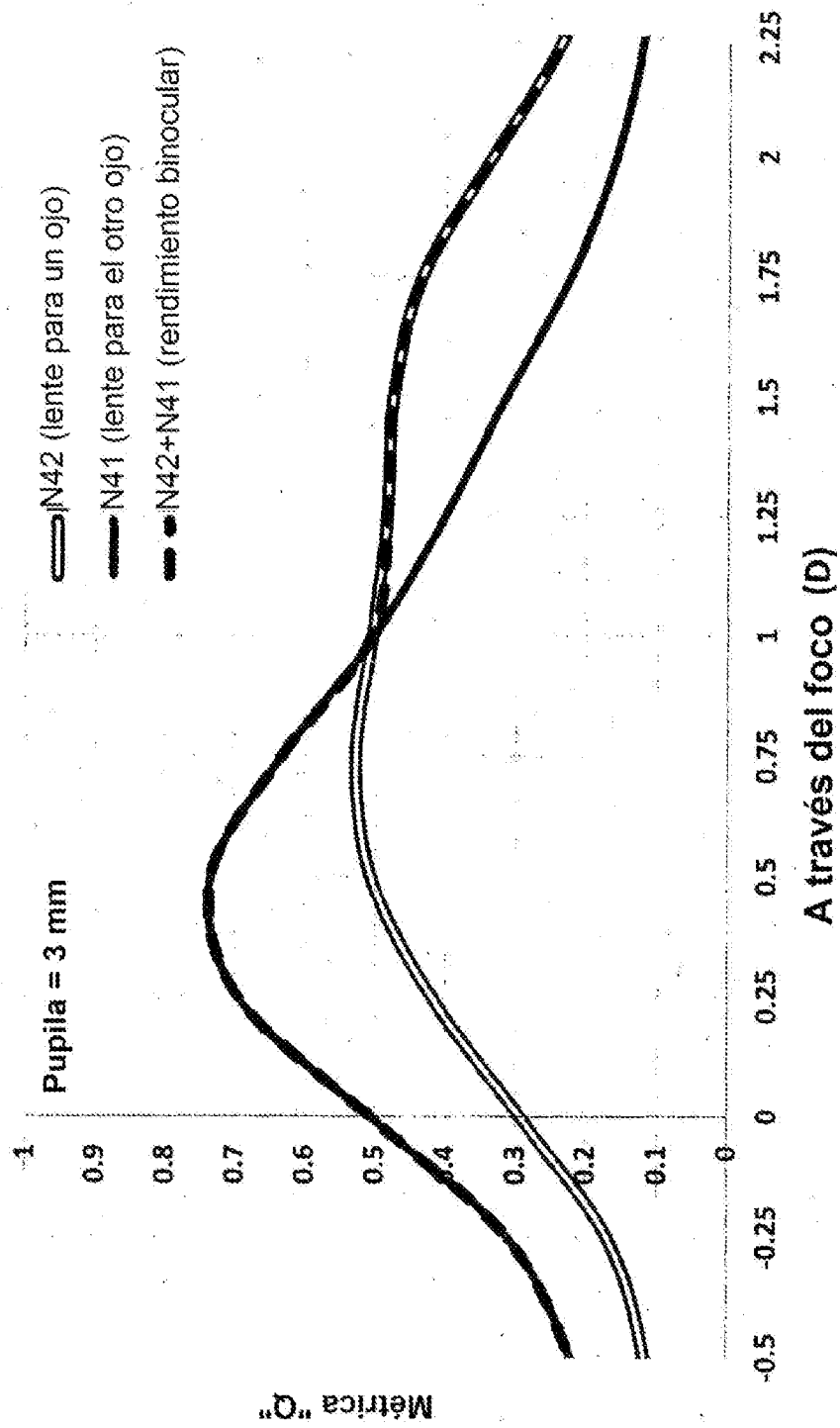


Figura 118

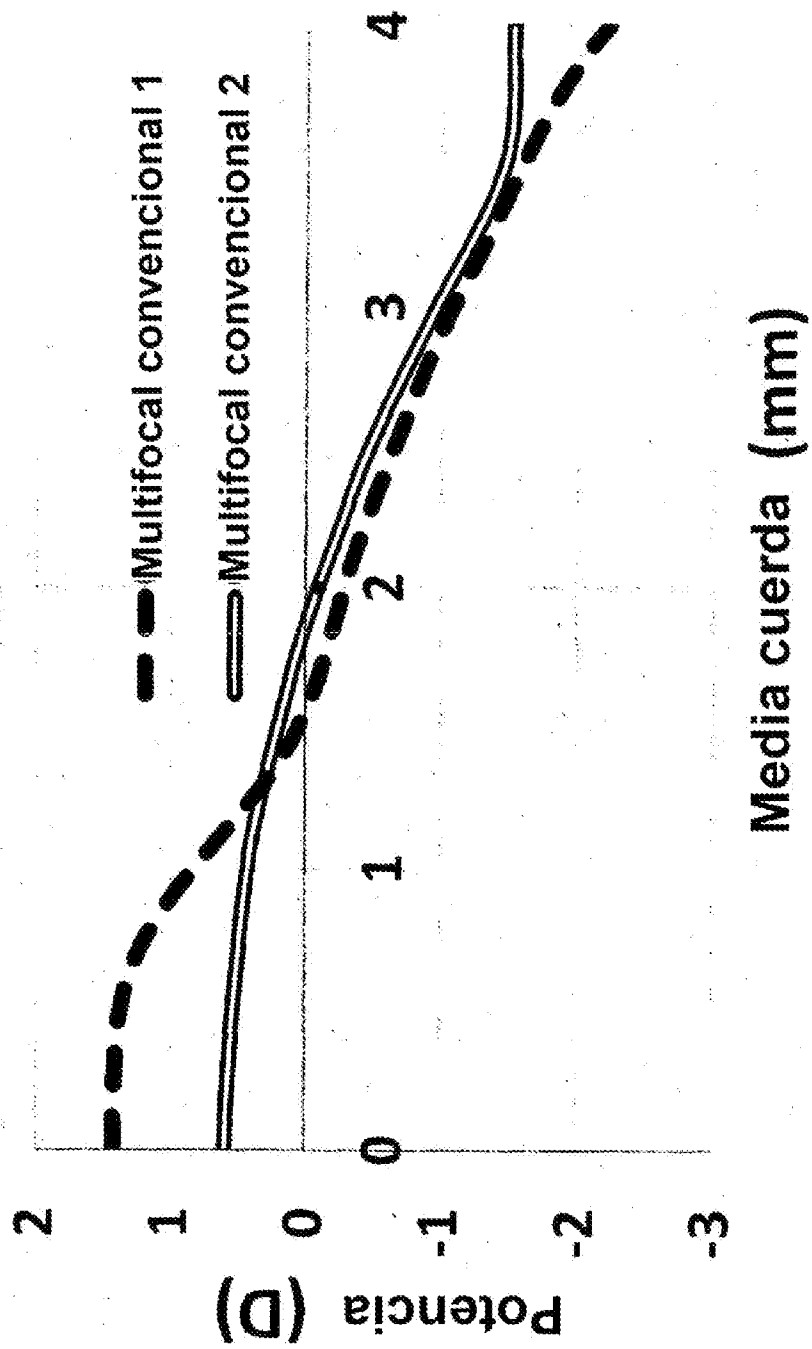


Figura 119

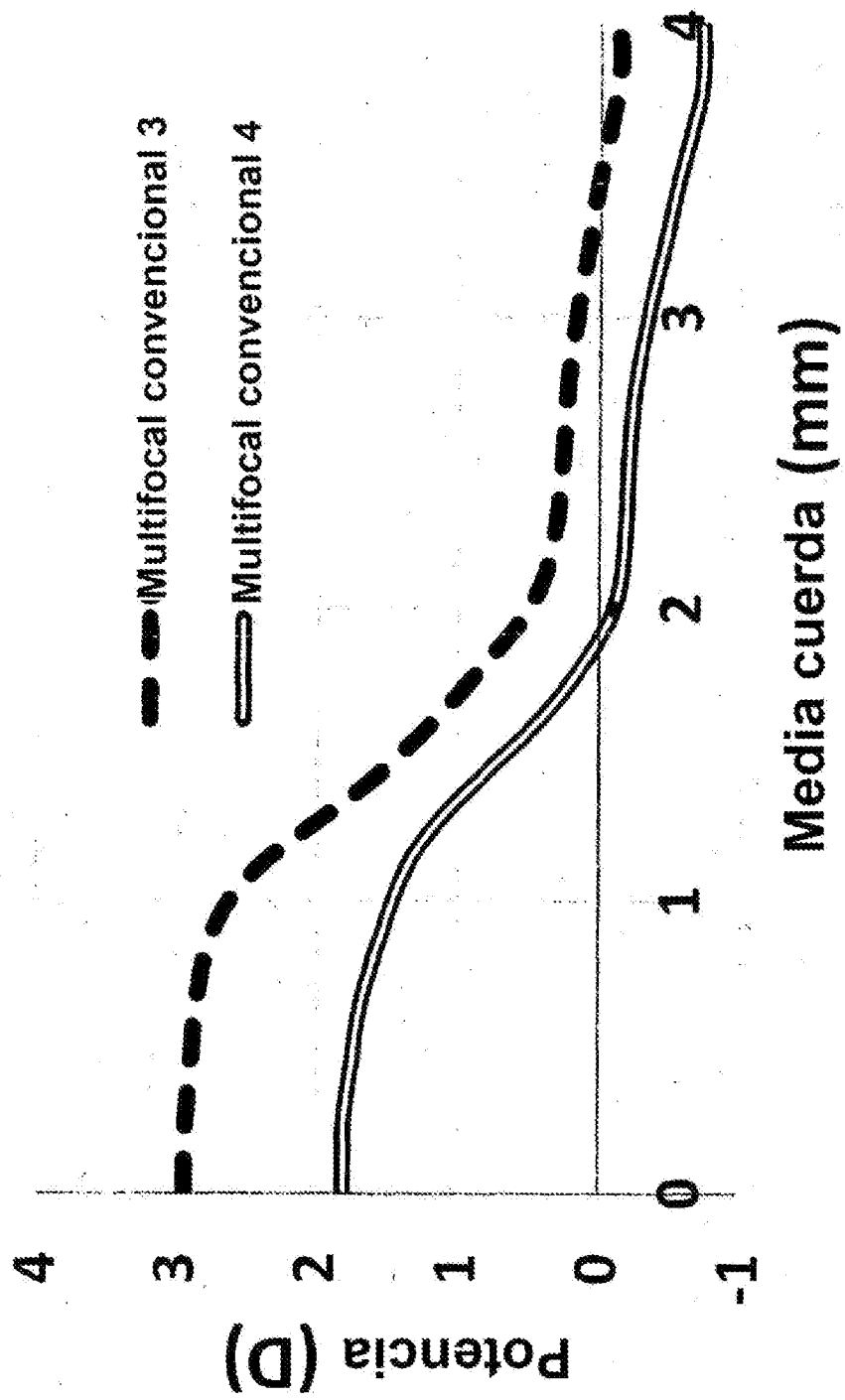


Figura 120

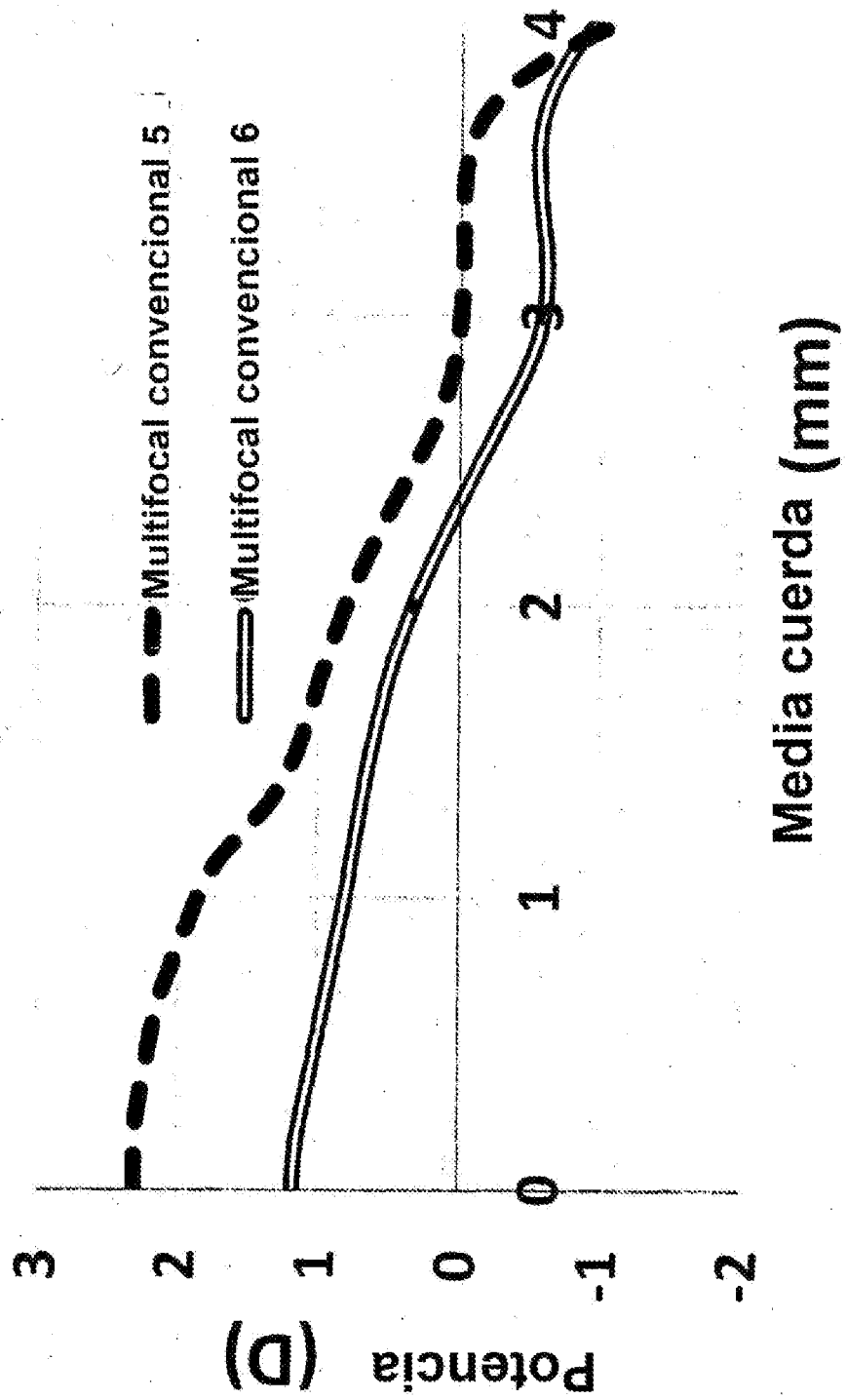


Figura 121

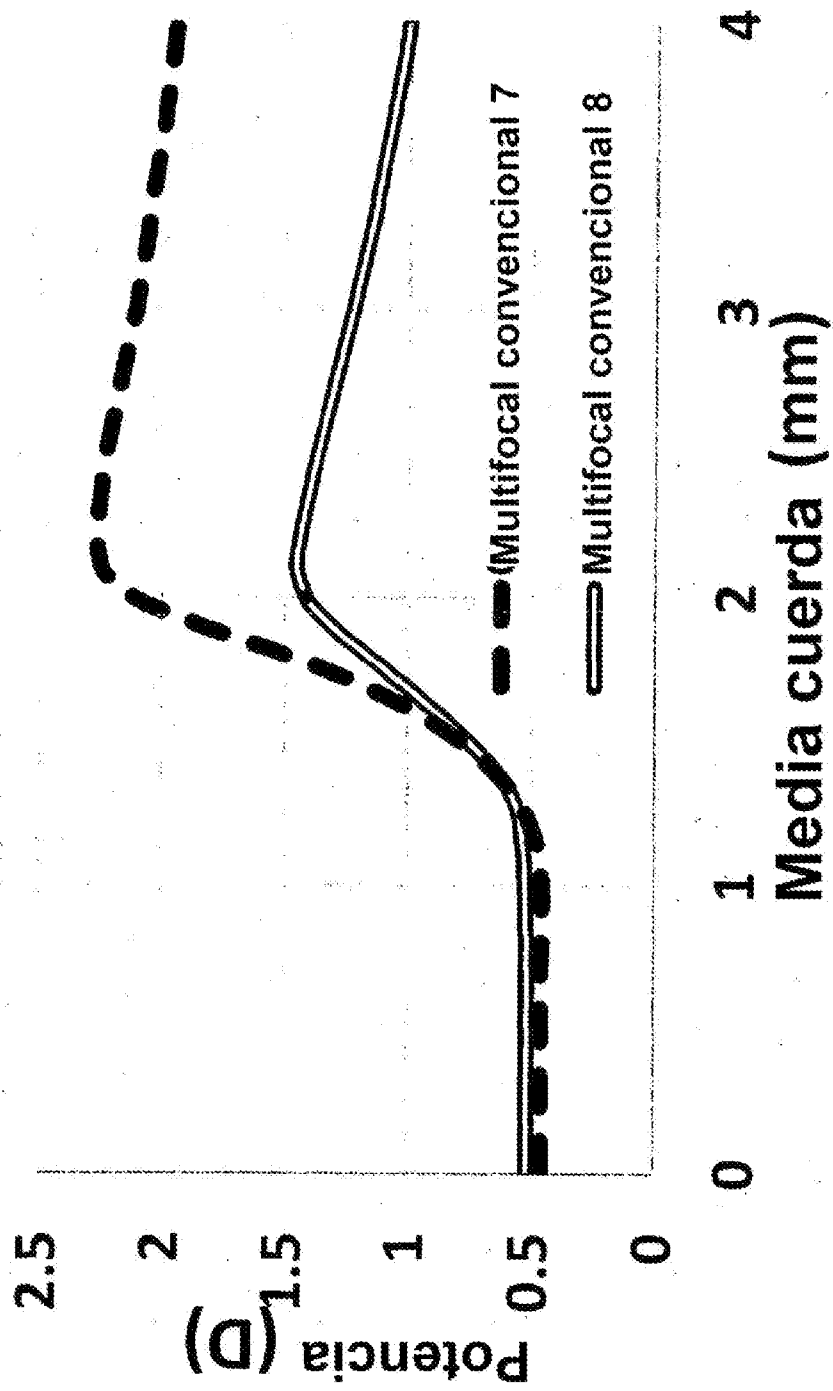


Figura 122

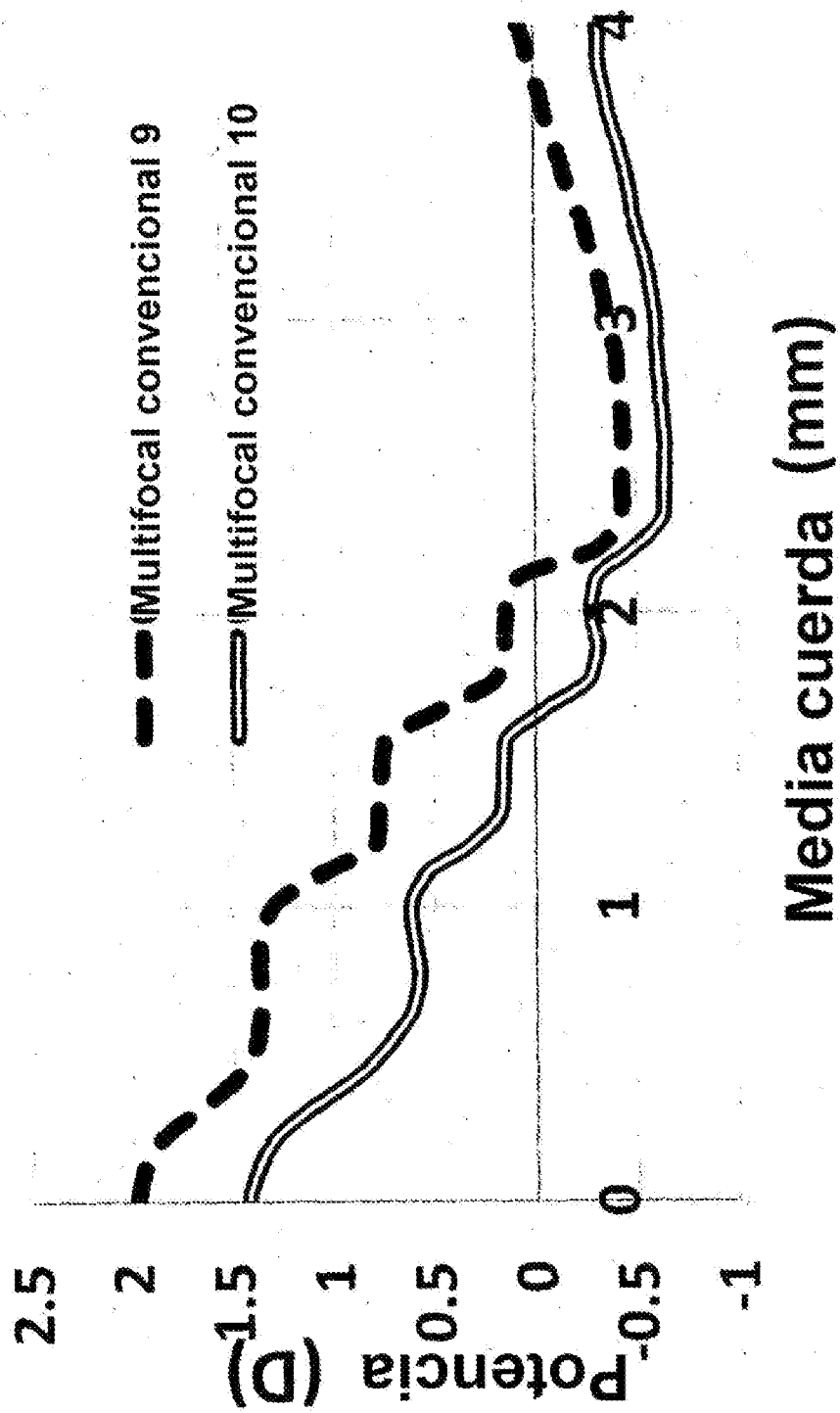


Figura 123

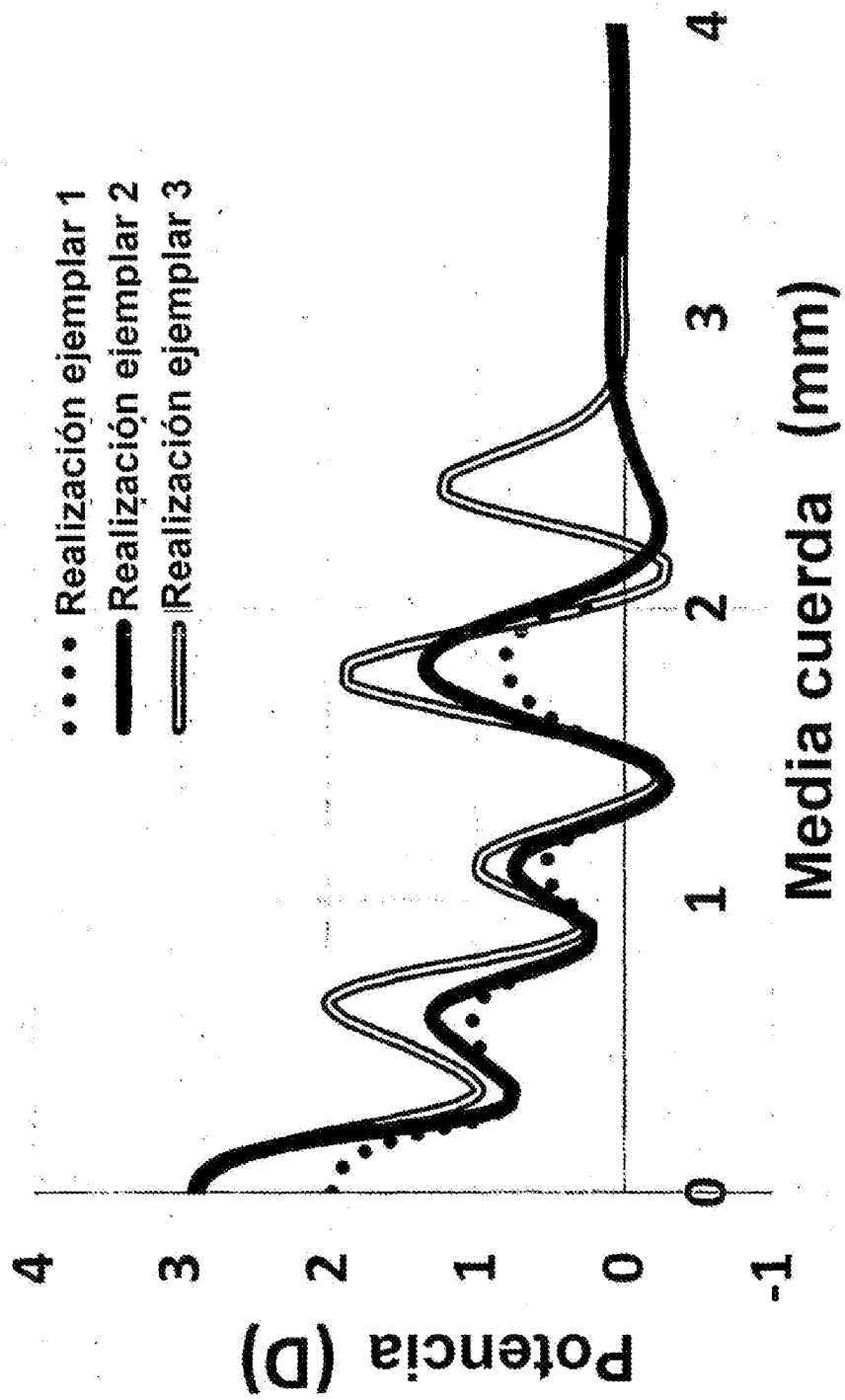


Figura 124

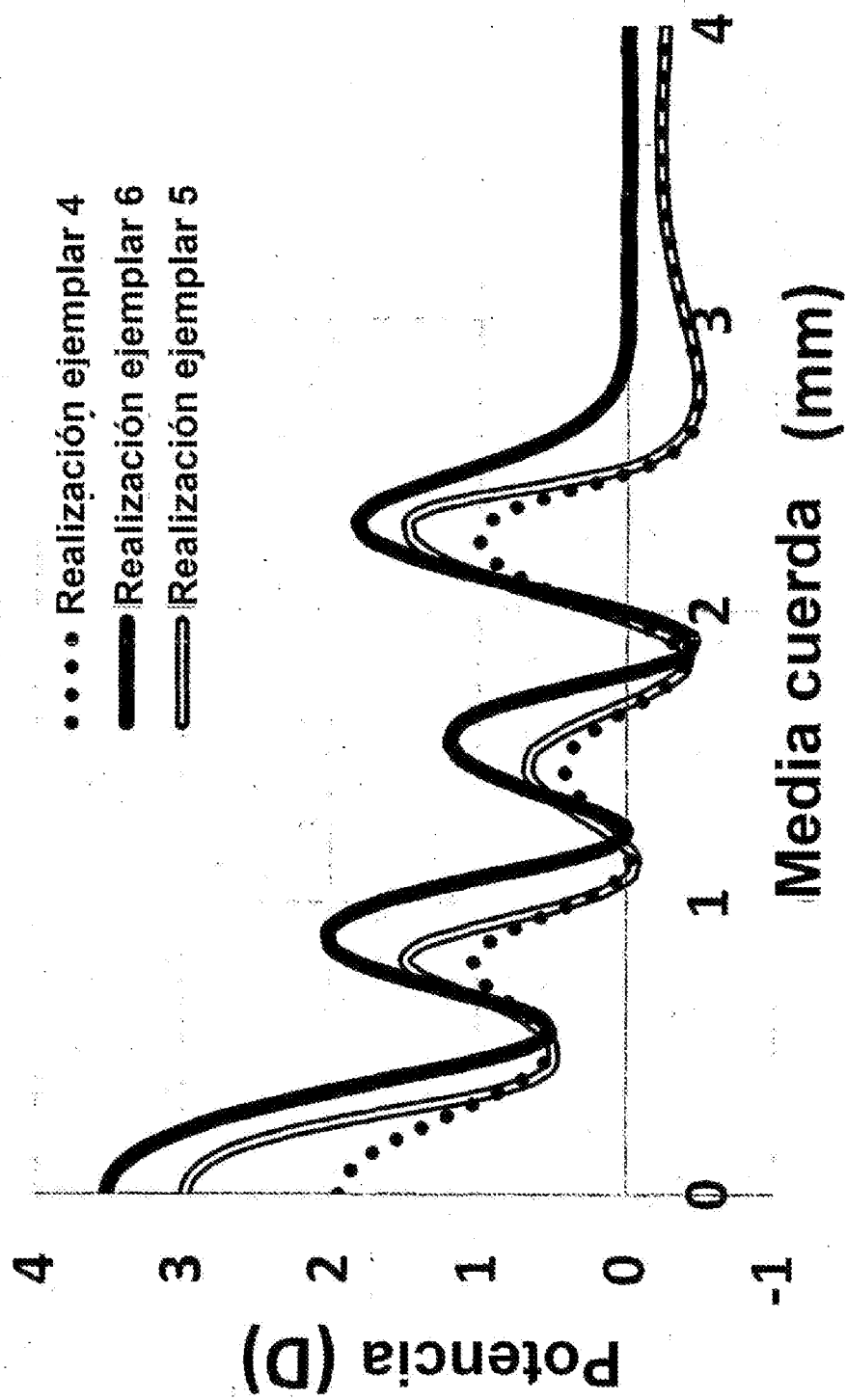


Figura 125

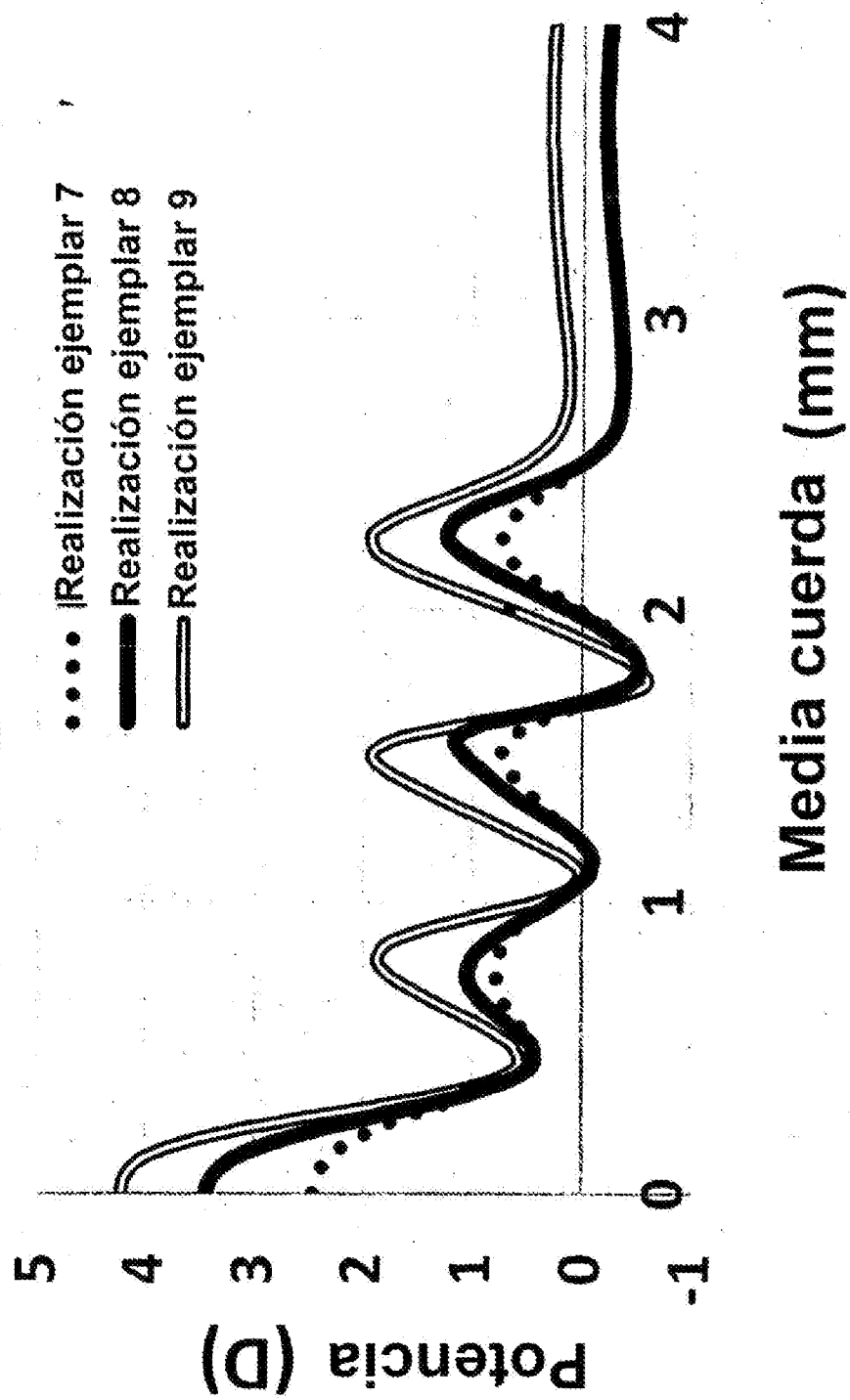


Figura 126

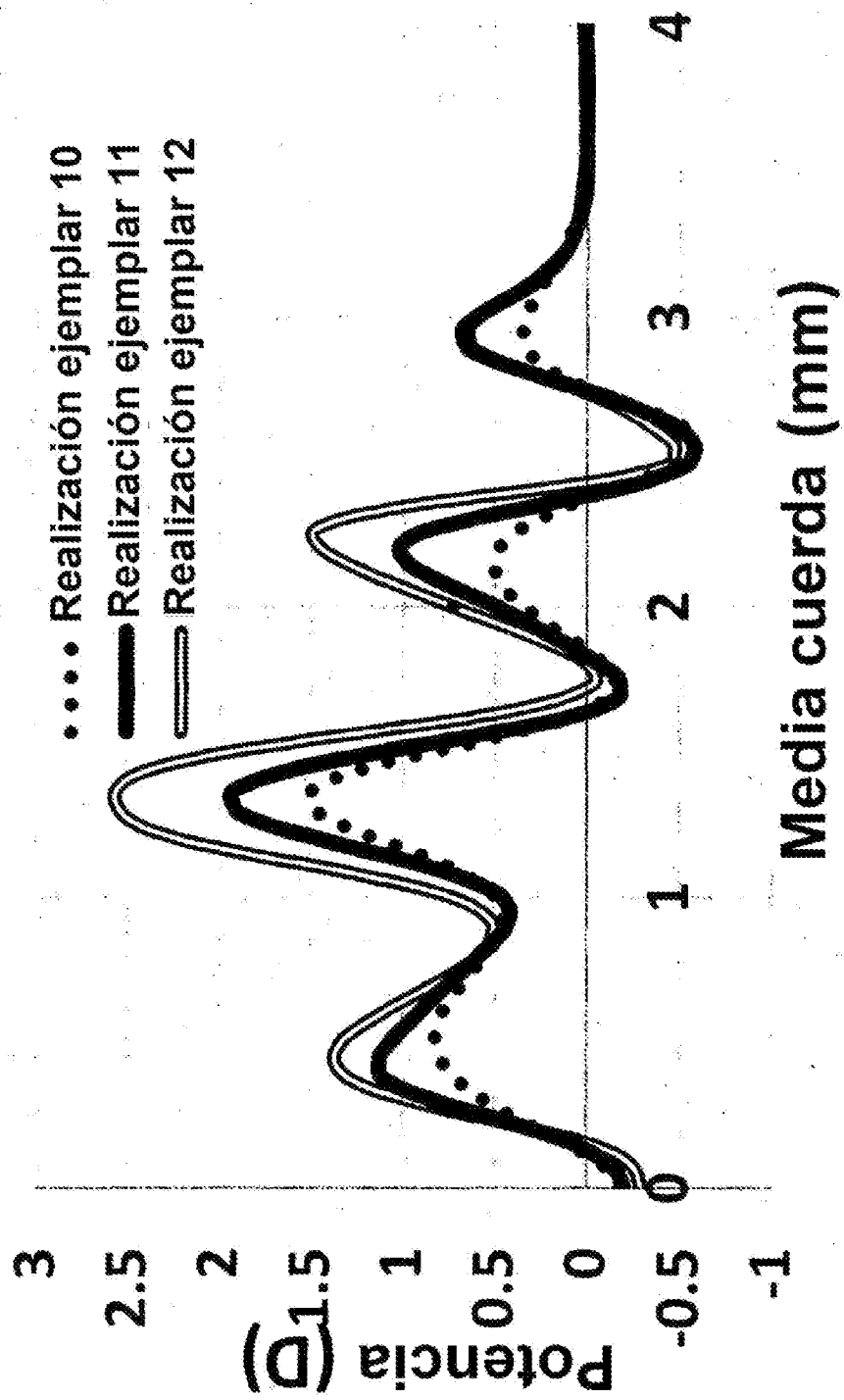


Figura 127

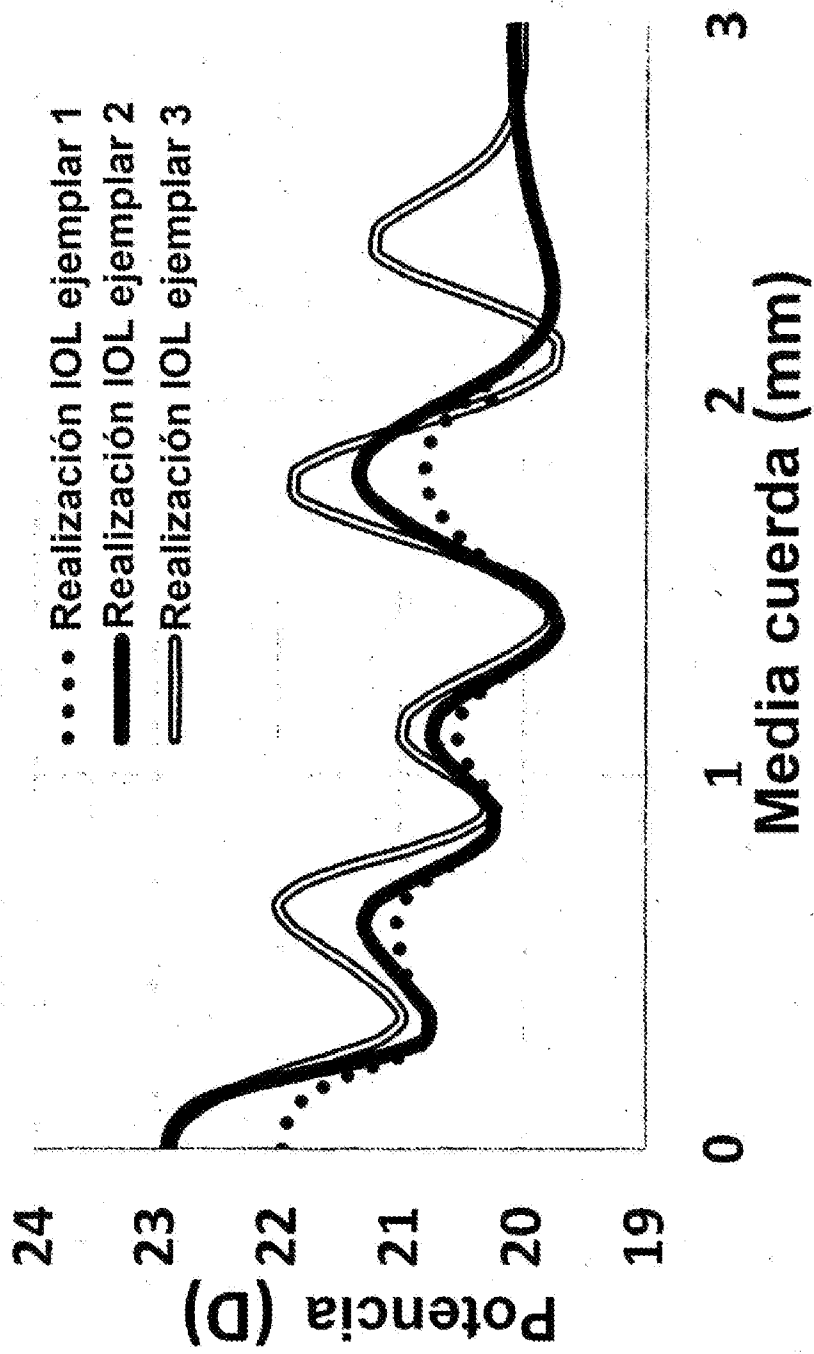


Figura 128

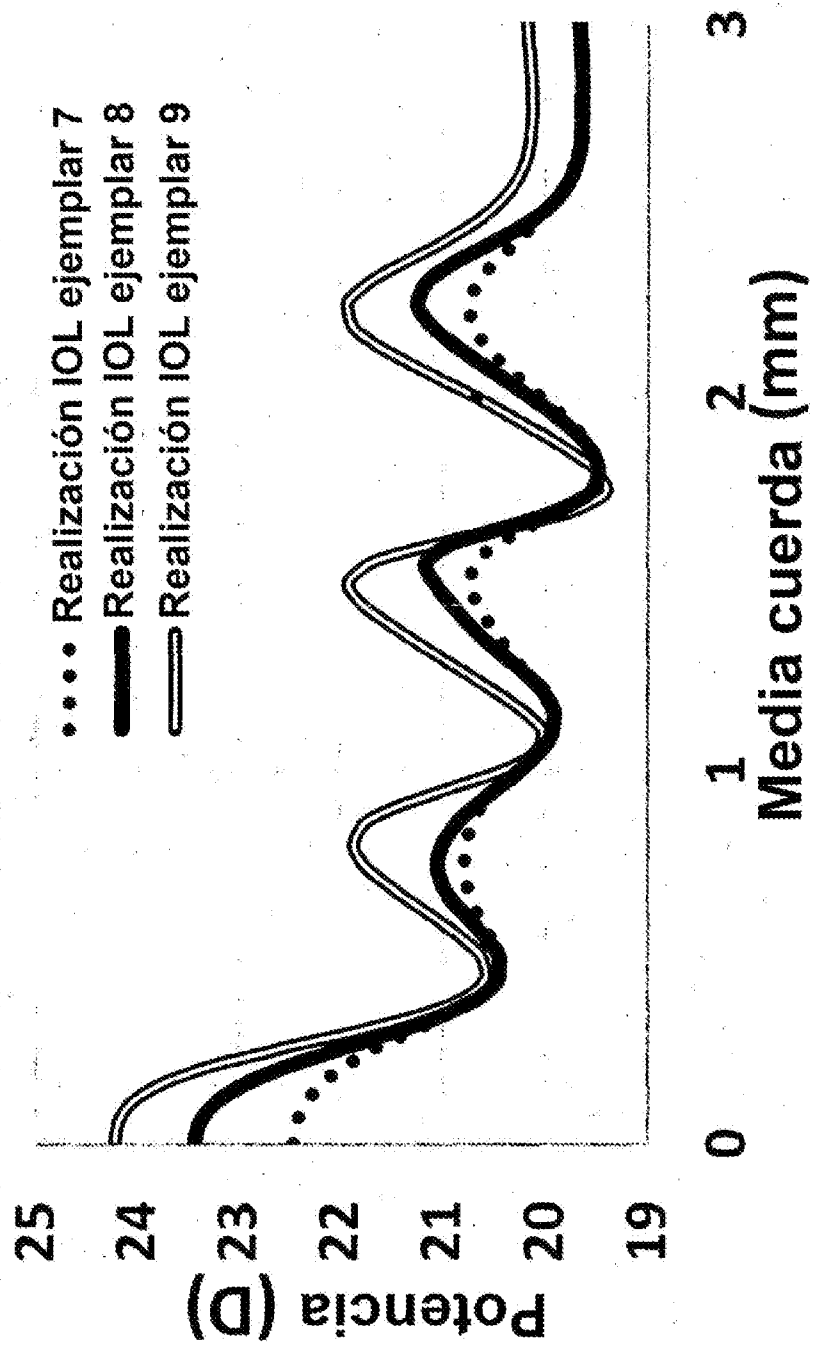


Figura 129

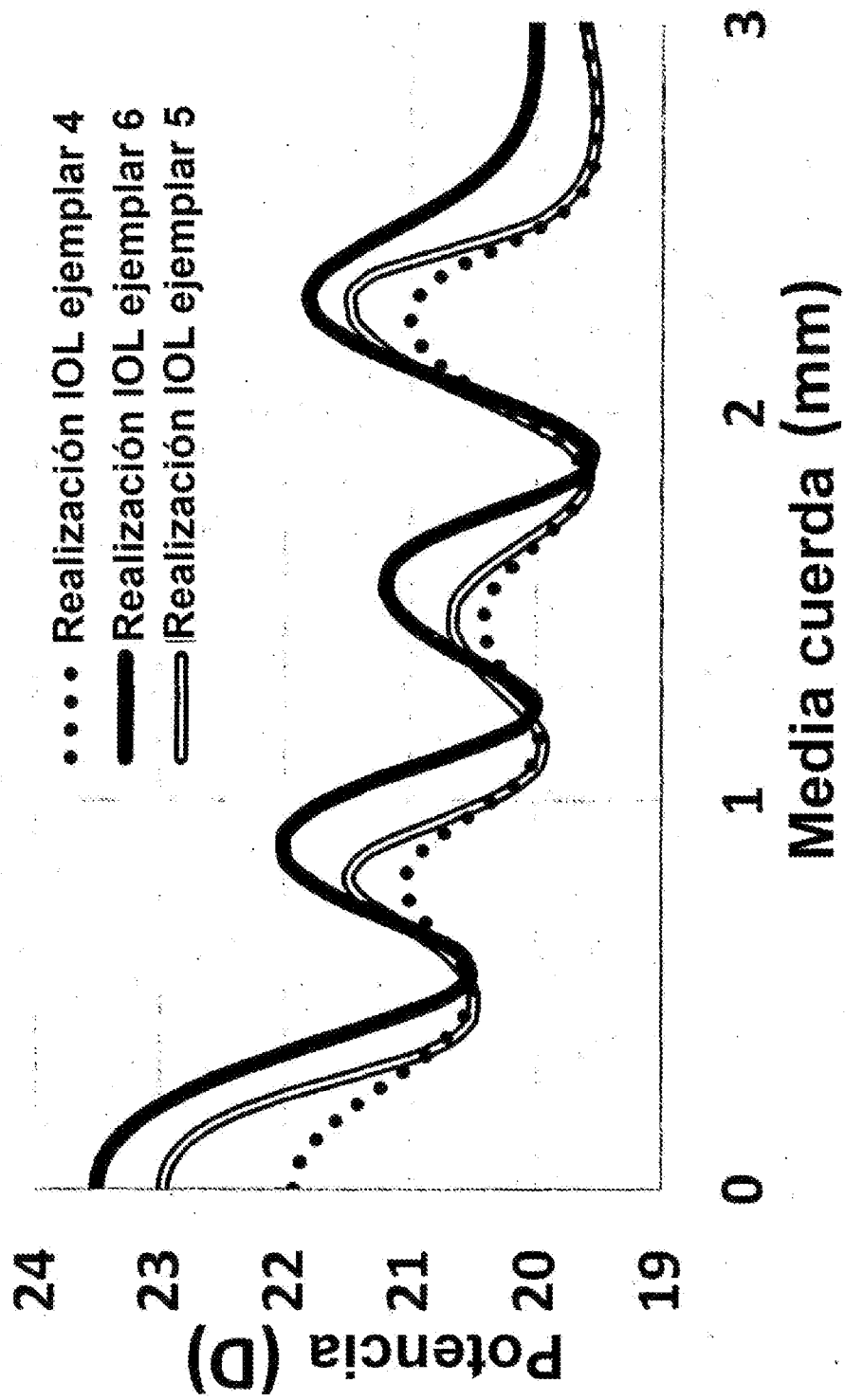


Figura 130

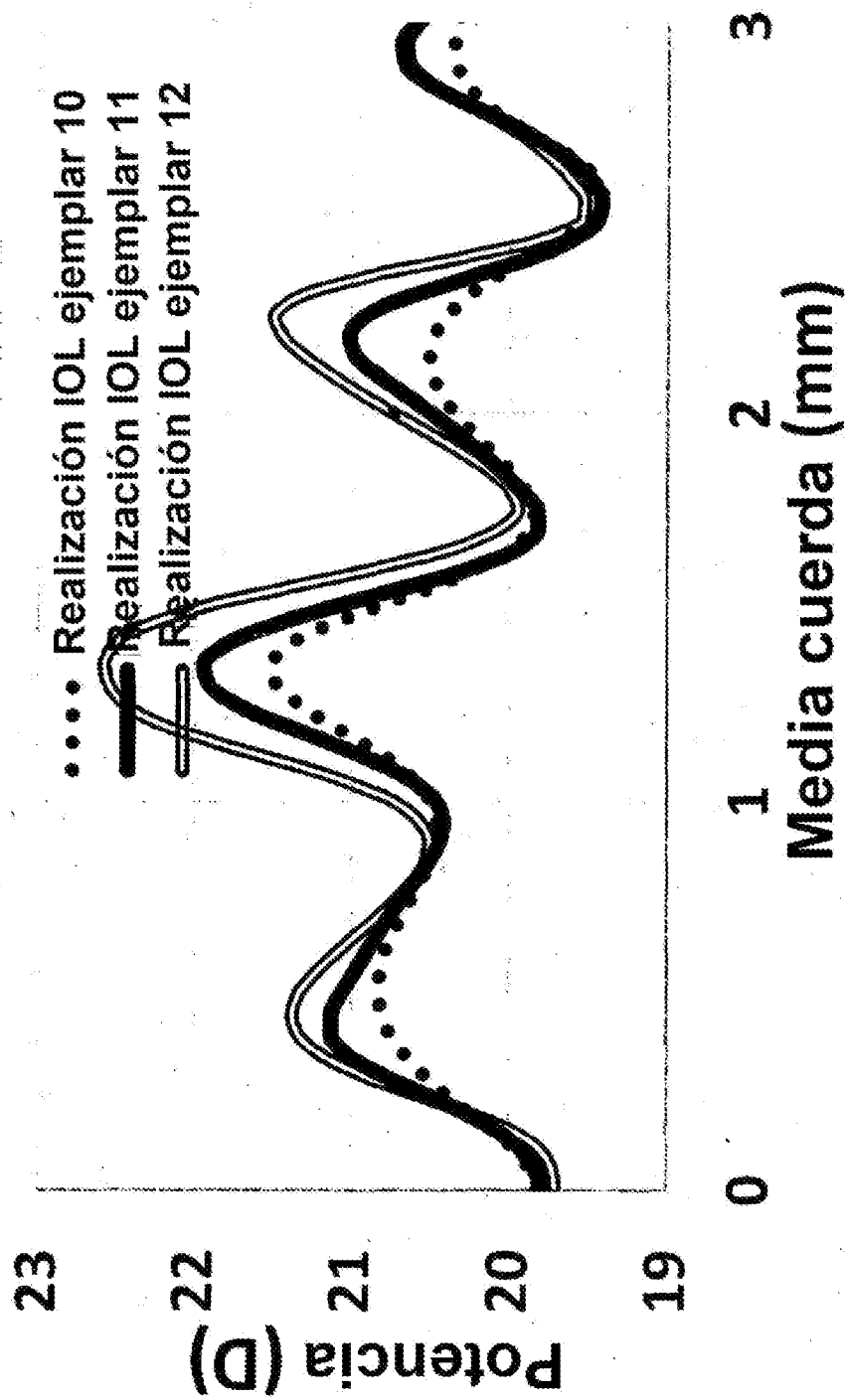


Figura 131

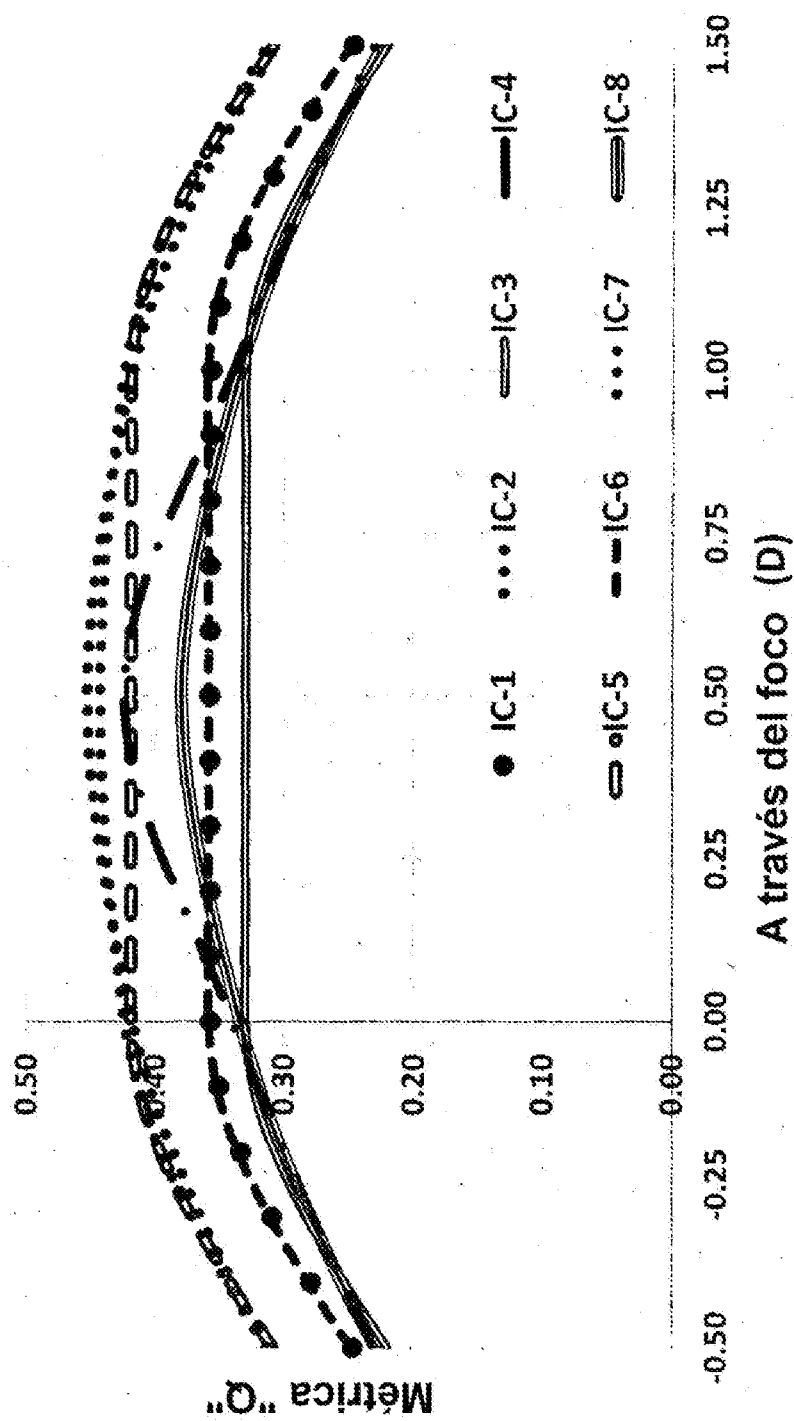


Figura 132

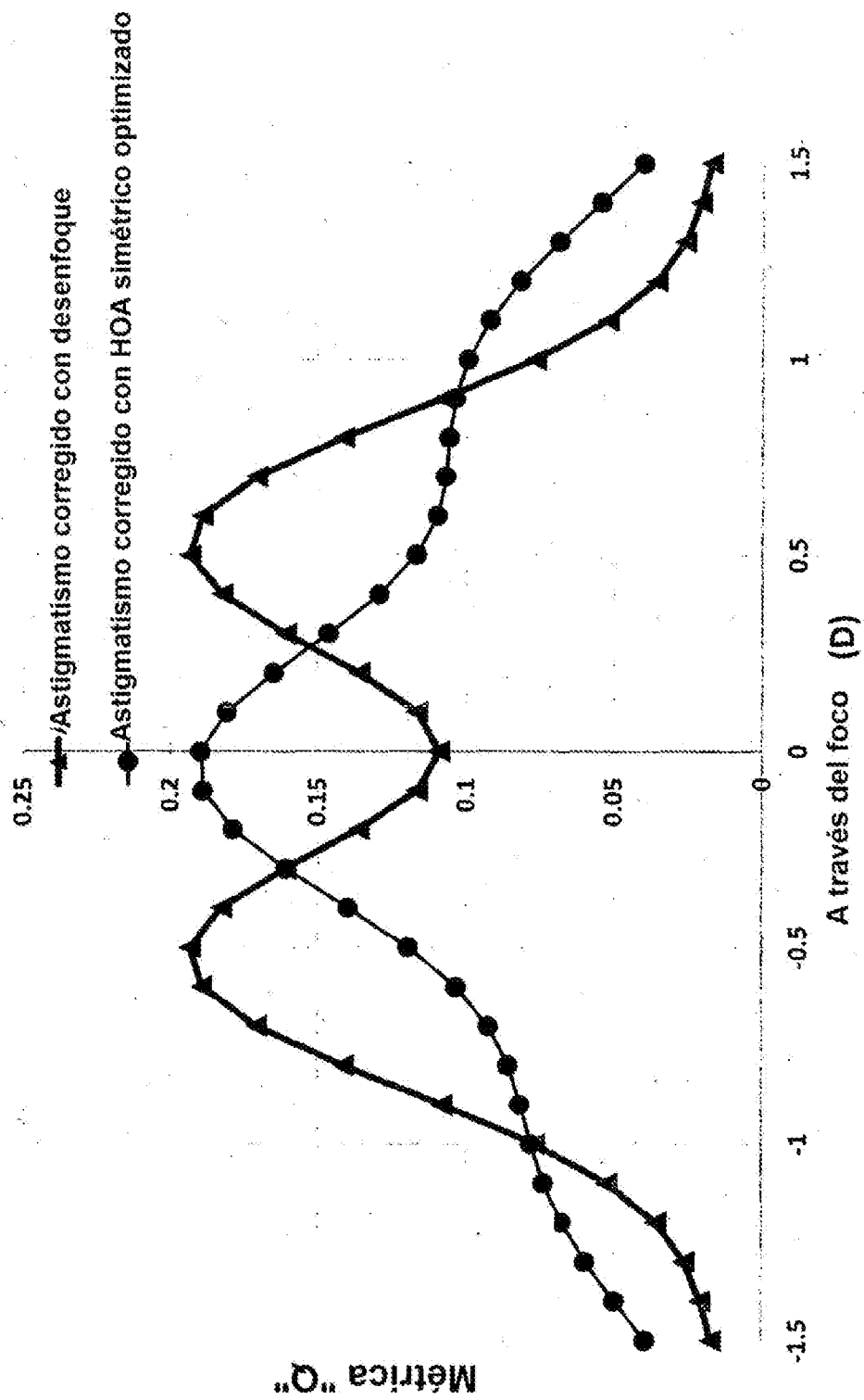


Figura 133

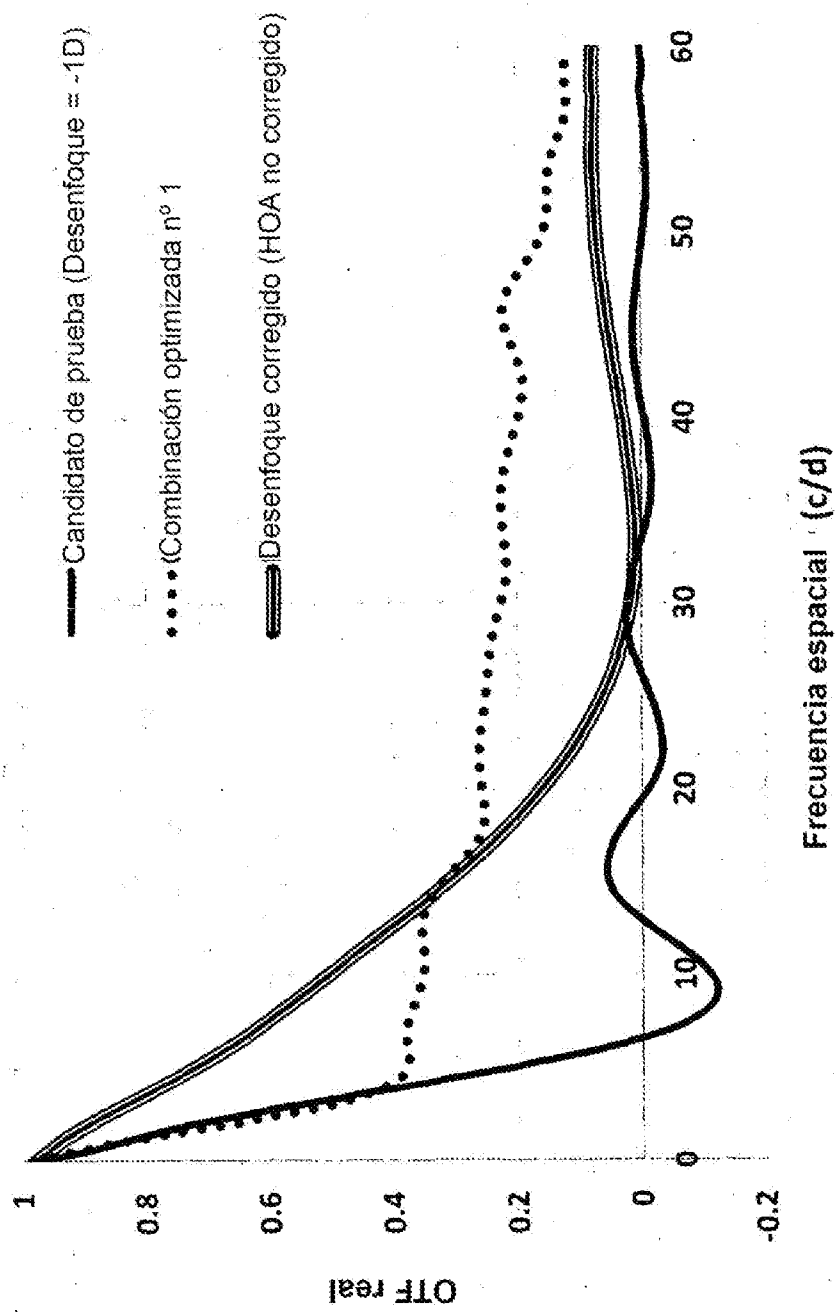


Figura 134

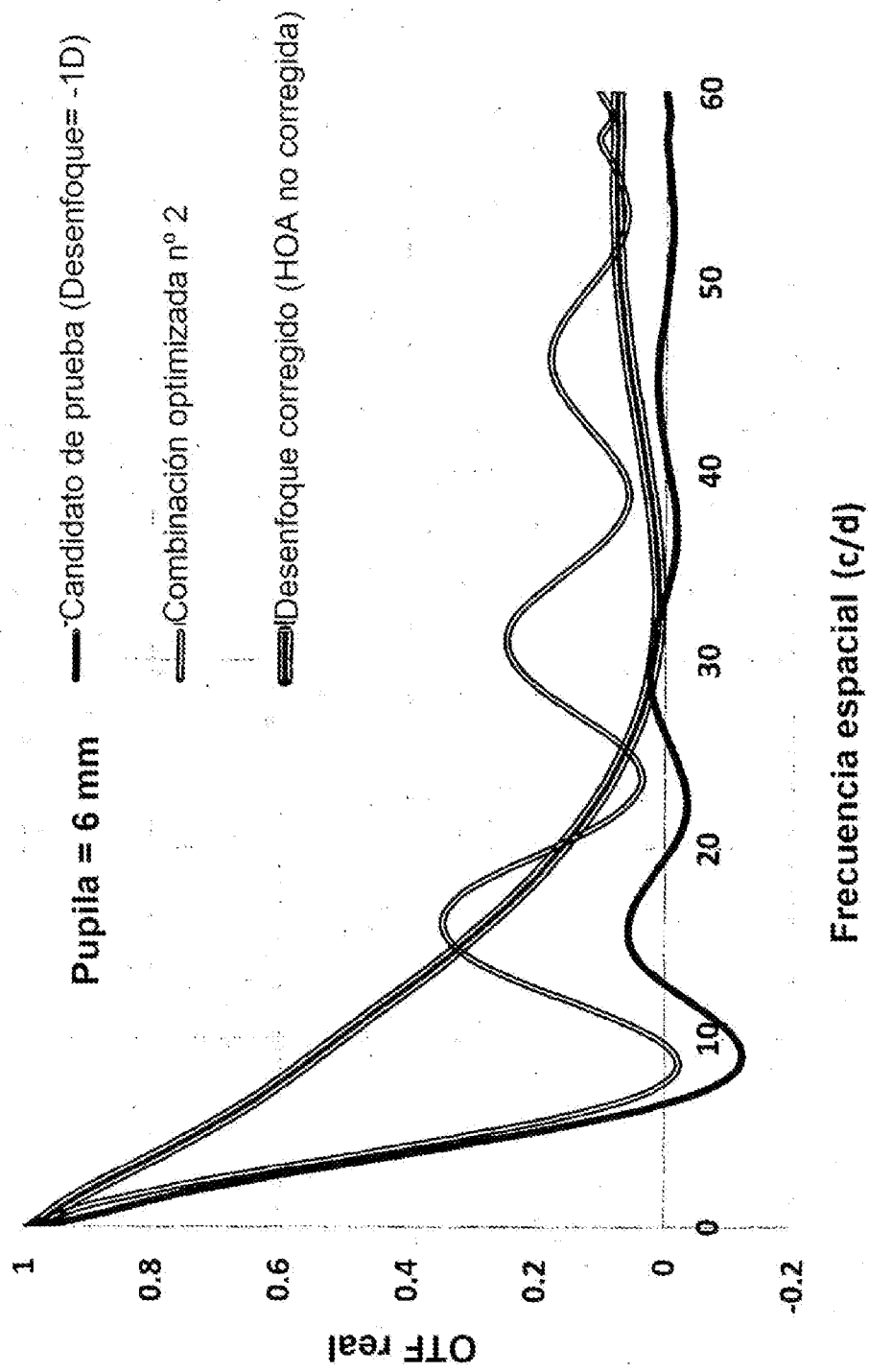


Figura 135

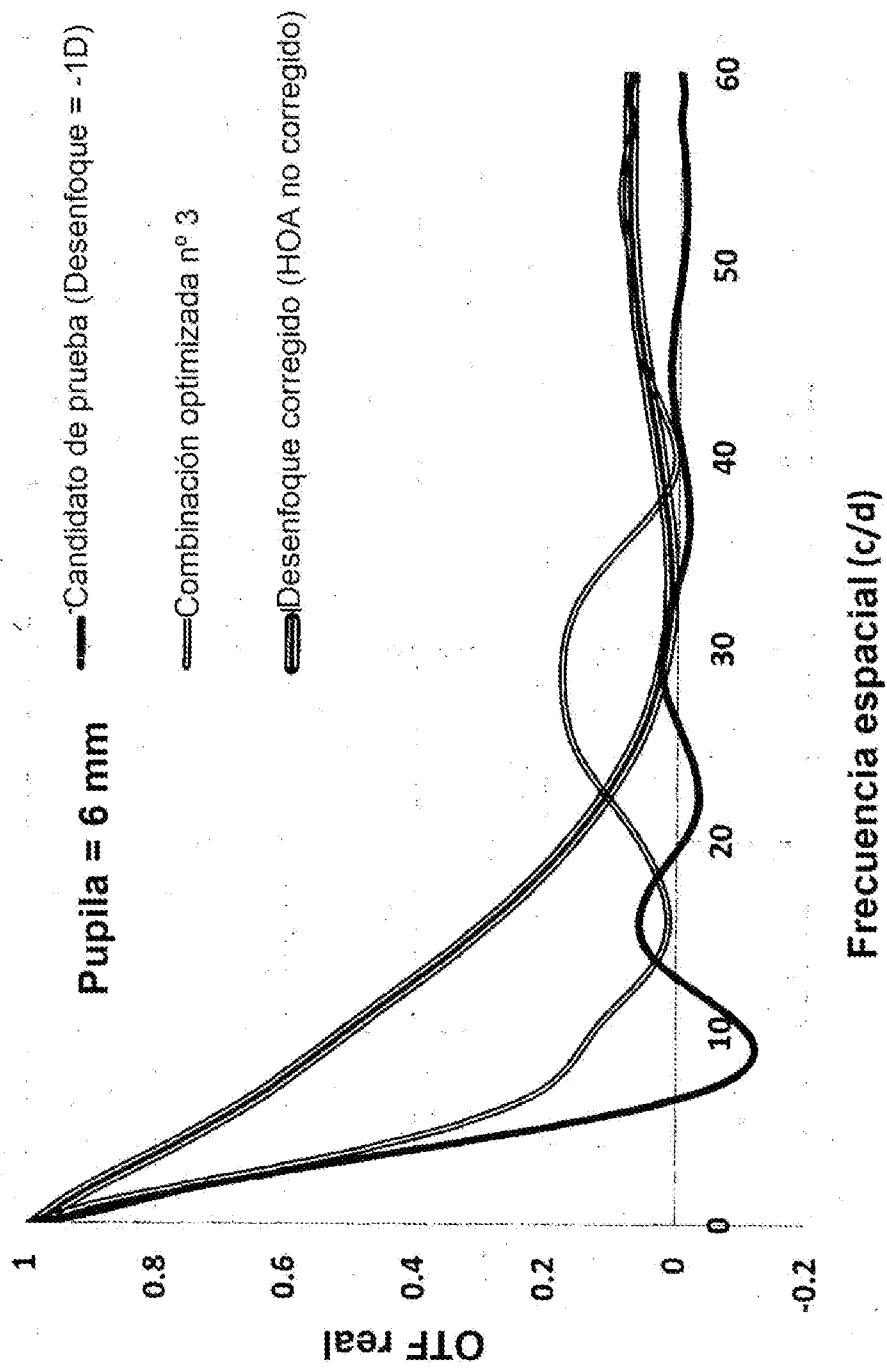


Figura 136

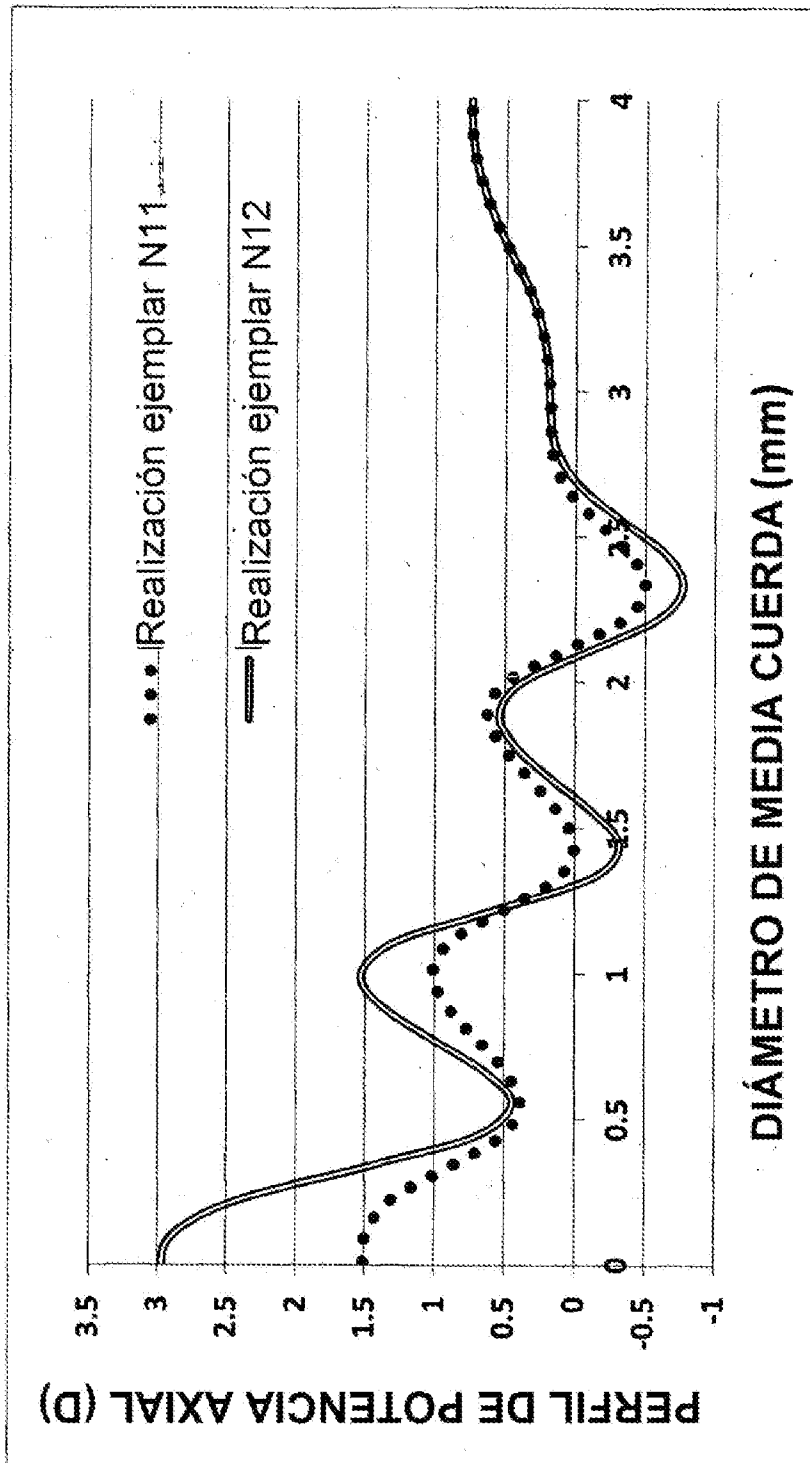


Figura 137

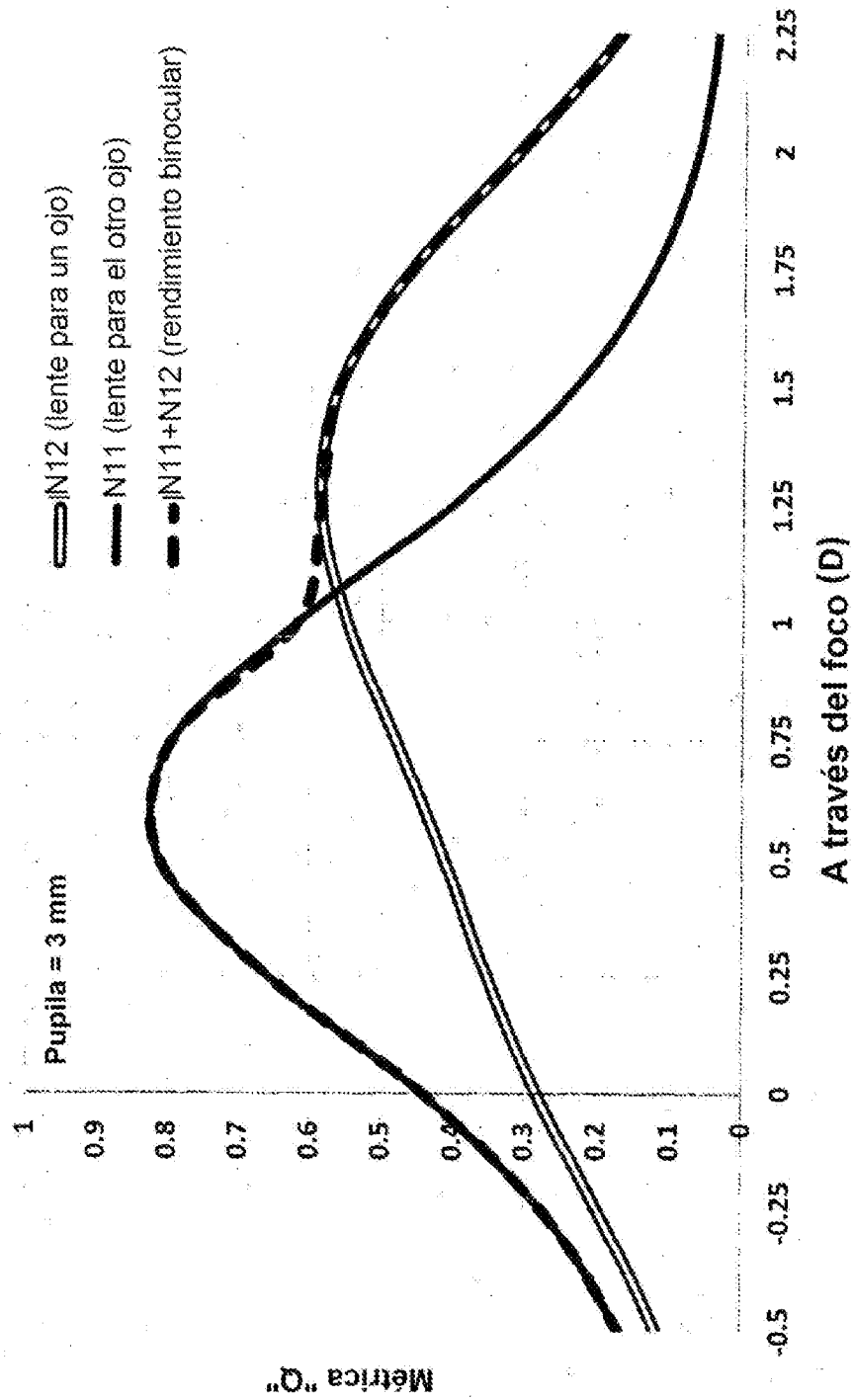


Figura 138