

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 788 000**

51 Int. Cl.:

A61F 2/16

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **31.05.2007 PCT/JP2007/061092**

87 Fecha y número de publicación internacional: **21.12.2007 WO07145082**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **31.05.2007 E 07767014 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.04.2020 EP 2033596**

54 Título: **Lentes intraoculares**

30 Prioridad:

14.06.2006 JP 2006165278

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

20.10.2020

73 Titular/es:

**HOYA CORPORATION (100.0%)
6-10-1 Nishi-Shinjuku, Shinjuku-ku
Tokyo 160-8347, JP**

72 Inventor/es:

**SANGER, DEMAS y
LAWU, TJUNDEWO**

74 Agente/Representante:

MILTENYI , Peter

ES 2 788 000 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Lentes intraoculares

5 Campo técnico

La presente invención se refiere a una lente intraocular que permite suprimir el deterioro del contraste debido a una descentración óptica que tiene lugar cuando la lente intraocular se inserta en el ojo.

10 Antecedentes

Una lente intraocular se inserta, para corregir la visión, en el globo ocular después de retirar la lente cristalina debido a una catarata o similar. El diseño esférico es la tendencia principal de los diseños ópticos actuales para una lente intraocular, ya que el diseño tiene muchas funciones requeridas para una lente intraocular moderadamente, es fácil de fabricar y es cómoda de manejar su potencia. Sin embargo, también se está desarrollando una lente intraocular prestando atención a una función específica y con el objetivo de mejorar la función. Las tendencias tecnológicas para la mejora de dicha función específica se pueden clasificar en dos tipos. La primera tendencia está dirigida a permitir que el ojo vea tanto los objetos de cerca como los objetos de lejos. La segunda tendencia está dirigida a permitir que el ojo vea un objeto más claramente.

Una lente intraocular típica de la primera tendencia tal como se ha descrito es una lente intraocular multifocal, en la cual la región óptica de la lente intraocular está dividida en una pluralidad de zonas, teniendo cada zona una distribución de potencia para ver objetos de cerca, una distribución de potencia para ver objetos intermedios, y una distribución de potencia para ver objetos de lejos, respectivamente. Sus diseños ópticos difieren dependiendo de la prioridad de distancia que se dé. Sin embargo, en cualquiera de los diseños, la cantidad de luz que entra en cada zona es menor en comparación con el caso de una lente esférica que captura la luz con toda la lente. Como resultado, a pesar de un mayor campo visual, se deteriora el contraste de dicha lente (por ejemplo, véase el Documento de Patente 1).

Una invención descrita en el Documento de Patente 2 se basa en un concepto tecnológico similar. Si bien la invención no cubre todo el intervalo de cerca, intermedio y de lejos, está dirigida a proporcionar un campo visual más amplio en comparación con una lente esférica, por ejemplo, con una profundidad de enfoque mejorada para la visión de cerca. Evidentemente, la lente intraocular de acuerdo con la invención da como resultado un contraste deteriorado en comparación con una lente esférica.

Por otro lado, una tecnología de la segunda tendencia se basa en el concepto que es diametralmente opuesto al concepto de la primera tendencia. Es decir, la tecnología está dirigida a mejorar el contraste, al mismo tiempo que se sacrifica el tamaño del campo visual. Cuando se inserta una lente intraocular esférica en el ojo, los puntos focales no se concentran en la retina ya que se solapan la aberración de la propia córnea y la aberración de la lente intraocular entre sí. La segunda tendencia está dirigida a reducir la aberración. Las aberraciones esféricas de la córnea y de la lente intraocular aumentan al aumentar la distancia radial desde el eje óptico. Es decir, aunque la influencia debido a la aberración esférica es pequeña si el ancho de un rayo de luz que entra al ojo es pequeño, es significativa si el ancho del rayo de luz es grande. Por ejemplo, el diámetro de pupila de un(a) conductor(a) es igual o mayor a 3,2 mm cuando conduce el vehículo por la noche. Dicho diámetro de la pupila se ve muy afectado por la aberración esférica, de modo que se deteriora el contraste de un objeto, lo cual puede ser peligroso para conducir un vehículo. La tecnología de la segunda tendencia está dirigida a resolver este tipo de problema (por ejemplo, véase los documentos de patente 3, 4 y 5).

Todas las tecnologías divulgadas en los documentos de patente 3 a 5 están dirigidas a reducir la aberración esférica. Sin embargo, tienen la desventaja de proporcionar un campo visual más pequeño en comparación con la lente esférica debido a la menor profundidad de enfoque. Estas lentes de corrección de aberración están dirigidas a reducir la aberración esférica que, de otro modo, aumentaría al aumentar la distancia radial desde el eje óptico. En consecuencia, estas lentes tienen distribuciones de potencia más simples en comparación con una lente multifocal.

[Documento de patente 1] Solicitud de patente japonesa abierta a inspección pública No. S60-85744

[Documento de patente 2] Traducción japonesa publicada de una solicitud PCT No. 2000-511439

[Documento de patente 3] Patente estadounidense No. 4504982

[Documento de patente 4] Traducción japonesa publicada de una solicitud PCT No. 2003-534565

[Documento de Patente 5] Solicitud de Patente Japonesa abierta para inspección pública No. 2006-14818

El documento WO 2005/046527 A2 se refiere a una lente intraocular monofocal multizonal para corregir la aberración óptica y la lente intraocular monofocal multizonal comprende una zona interior, una zona intermedia y una

zona exterior. El documento 97/44689 A1 se refiere a una lente intraocular monofocal que tiene múltiples zonas.

Divulgación de la invención

5 Problema a resolver por la invención

Paralelamente, se ha observado que la lente intraocular para reducir la aberración de la segunda tendencia que se ha descrito presenta una importante desventaja aparte del pequeño campo visual que se ha descrito. Es decir, cuando se coloca una lente intraocular en el ojo, el eje óptico de la lente intraocular no siempre está alineado con el eje óptico del globo ocular, sino que es habitual la descentración óptica y, según la literatura, se genera una descentración óptica de 0,3 mm como promedio. La Figura 33 es un diagrama que muestra que el eje óptico de la lente intraocular está descentrado del eje óptico del globo ocular. Tal como se muestra en la Figura 33, cuando se asume que el eje óptico de un sistema óptico del globo ocular que incluye la córnea 20, la retina 30 y similares, es O_x , el eje óptico O_L de una lente intraocular 10 colocada en el ojo se descentra de O_i en una cantidad ΔIL . En la literatura, los libros de texto y similares, se notifica cuando el diámetro de la pupila es grande, el deterioro del contraste de la lente intraocular del tipo de reducción de aberración causado por una descentración óptica es mucho mayor en comparación con el de una lente esférica.

Un objeto de la invención de la presente solicitud es obtener una lente intraocular en la cual se suprime el deterioro del contraste incluso cuando el eje óptico de una lente intraocular está descentrado del eje óptico de un globo ocular cuando se inserta la lente intraocular en el ojo, al mismo tiempo que la ventaja de ver claramente la imagen de una lente intraocular de tipo reducción de aberración convencional.

Medios para resolver los problemas

Como medio para resolver el problema descrito, el primer medio es:

una lente intraocular tal como se define en la reivindicación 1.

El segundo medio es:

la lente intraocular relacionada tal como se define en la reivindicación 2.

El tercer medio es:

la lente intraocular relacionada tal como se define en la reivindicación 3.

Efecto de la invención

De acuerdo con los medios descritos, es posible obtener una lente intraocular en la que se suprime el deterioro del contraste incluso cuando el eje óptico de la lente intraocular está descentrado del eje óptico del globo ocular cuando se inserta la lente intraocular en el ojo, empleando una distribución de potencia tal que tenga respectivamente al menos una región de desviación de potencia positiva que tiene una potencia mayor que la representada por la distribución de potencia de referencia y una región de desviación de potencia negativa que tiene una potencia menor que la representada por la distribución de potencia de referencia en la región central de la lente intraocular. En este caso, es preferente que la región central tenga una forma sustancialmente circular centrada alrededor del eje óptico que tenga un radio no inferior a 0,7 mm y no superior a 1,75 mm. Si el radio es inferior a 0,7 mm o superior a 1,75 mm, la función para suprimir el deterioro del contraste causado por una descentración óptica no es suficiente. Más preferentemente, el radio debe estar dentro de un intervalo no inferior a 1,2 mm y no superior a 1,5 mm. Además, es preferente que las cantidades de desviación de potencia desde la potencia de referencia de la región de desviación de potencia positiva o su valor medio no sea inferior a 0,1 dioptrías y no superior a 0,8 dioptrías, y que las cantidades de desviación de potencia desde la potencia de referencia de la región de desviación de potencia negativa o su valor medio no sea inferior a 0,1 dioptrías y no superior a 0,8 dioptrías. Si el radio es inferior a 0,1 dioptrías, la función para suprimir el deterioro del contraste causado por una descentración óptica no es suficiente, y si el radio es superior a 0,8 dioptrías, no se puede obtener una imagen clara. Teniendo en cuenta la iluminación general del entorno, más preferentemente, el radio deberá estar dentro de un intervalo no inferior a 0,2 dioptrías y no superior a 0,5 dioptrías. Cabe destacar que se ha observado que también se suprime el deterioro del contraste cuando se inclina la lente intraocular al insertarla en el ojo, así como cuando hay una descentración óptica.

60 Mejor modo de realización de la invención

La Figura 1 es una vista explicativa de una distribución de potencia de una lente intraocular de acuerdo con la Realización 1 de la presente invención; la Figura 2 es una vista explicativa esquemática de un sistema óptico en el ojo constituido por la lente intraocular y la córnea y la Figura 3 es un gráfico que muestra la distribución de potencia de la lente intraocular de acuerdo con la Realización 1 de la presente invención, la distribución de potencia de la lente intraocular esférica y la distribución de potencia de referencia. A continuación, se explicará la lente intraocular

de acuerdo con la Realización 1 de la presente invención haciendo referencia a estos dibujos.

En estos dibujos, el número 10 indica una lente intraocular (LIO). La lente intraocular 10 es una lente que tiene una forma sustancialmente circular hecha de un material blando, como acrílico blando, silicio, hidrogel o similar, o un material duro como PMMA. Cabe destacar que, aunque no se muestra, se unen hápticos o similares en su porción periférica externa, según sea necesario. Existe una región 11 próxima al centro óptico O de la lente intraocular 10, es decir, la región 11 está incluida en un círculo centrado en torno al centro óptico O con un radio r2. La región 11 tiene una región E1 incluida en un círculo con un radio r1 que es inferior al r2, y una región E2 rodeada por un círculo que tiene un radio r1 y un círculo que tiene el radio r2 fuera del mismo. Asimismo, la región E3 queda definida por la periferia exterior del círculo con el radio r2 y el borde circunferencial exterior de la lente.

En la Figura 1, el gráfico debajo de la lente intraocular 10 muestra la distribución de potencia en la dirección radial de la lente intraocular, mientras que el eje horizontal representa una distancia r en la dirección radial desde el centro óptico O de la lente intraocular 10, y el eje vertical representa una potencia P(r) de la lente intraocular 10 en cada posición a la distancia r. En este gráfico, una curva Mam1 que se muestra con una línea continua es la curva que representa la distribución de potencia de la lente intraocular 10 de acuerdo con la presente Realización 1. Paralelamente, la curva Ma que se muestra con una línea discontinua es una curva de distribución de potencia de referencia que representa una distribución de potencia Ma. La distribución de potencia Ma, que sirve como la distribución de potencia de referencia, se establece para cancelar una aberración esférica de la córnea cuando se inserta la lente intraocular en el ojo. La curva de distribución de potencia de referencia representa una distribución de potencia que se ha establecido para cancelar una aberración esférica de la córnea teóricamente asumida de una manera teóricamente perfecta.

Es decir, cuando se inserta la lente intraocular 10 en el ojo, la lente constituye el sistema óptico que se muestra en la Figura 2. En este sistema óptico, la córnea 20 tiene un determinado tipo de función de lente y tiene una aberración esférica. Entonces, si la lente intraocular 10 tiene una distribución de potencia que cancela la aberración esférica de la córnea 20, puede eliminarse sustancialmente la aberración esférica en todo el globo ocular de manera sustancial. En esta realización, se establecen valores como un radio de curvatura, un índice de refracción y similares del sistema óptico intraocular que incluye la lente intraocular 10 y la córnea 20 según los valores mostrados en la tabla en la parte inferior de la Figura 2. Asimismo, se asume el modelo de córnea introduciendo una constante cónica a la superficie anterior de la córnea del modelo del ojo LeGrand, que es la base, de modo que el modelo de córnea se acerca a la forma de la córnea de un ojo humano. Asimismo, la abertura se establece en 4 mm asumiendo un estado mesópico cuando se realiza un análisis que se describirá más adelante o similar.

Tal como se muestra en la tabla en la Figura 2, los valores establecidos son los siguientes: un radio de curvatura R1 de la superficie anterior de la córnea 20: 7,8 mm, un radio de curvatura R2 de su superficie posterior: 6,5 mm, un espesor d1 en la porción central de la córnea: 0,55 mm; una distancia d2 desde la superficie posterior de la córnea hasta la superficie anterior de la lente intraocular 10: 4,1 mm, un espesor d3 en la porción central de la lente intraocular de 0,7 mm; un índice de refracción n1 en una región que está en contacto con la superficie frontal de la córnea 20 y que está fuera de la córnea: 1,0, un índice de refracción n2 de la córnea 20: 1.3771, el índice de refracción n3 en una región entre la córnea 20 y la lente intraocular 10: 1.336, un índice de refracción n4 de la lente intraocular 10: 1.517 y un índice de refracción n5 en una región entre la lente intraocular 10 y un campo o retina (no se muestra): 1.336. Paralelamente, se utiliza una lente que tiene la potencia dióptrica de 20 dioptrías como lente intraocular de acuerdo con la Realización 1 y la Realización 2 que se describirán más adelante. El error de refracción del sistema óptico (el ojo modelo y la lente intraocular) se establece en -0,75 D. Es decir, se produce miopía de -0,75 D en el sistema óptico que consiste en el ojo modelo y la lente intraocular, ya que generalmente, se produce miopía de -0,5 D a -1,0 D en el caso de una lente intraocular de foco único en cirugía de cataratas. Asimismo, la posición del campo del sistema óptico que consiste en el ojo modelo y la lente intraocular se establece en la mejor posición de enfoque cuando la apertura del sistema óptico es de 3 mm.

Tal como se muestra en la Figura 1, en relación con la curva de distribución de potencia de referencia Ma, la distribución de potencia de la lente intraocular 10 de acuerdo con esta realización es tal que: la potencia es mayor que la representada por la distribución de potencia de referencia en la región E1 dentro de la región 11 en las proximidades del centro de la lente intraocular 20, y la región E1 sirve como la región de desviación positiva potencia; y la potencia es menor que la representada por la distribución de potencia de referencia en la región E2 dentro de la región 11 en las proximidades del centro de la lente intraocular 20, y la región E2 sirve como región de desviación de potencia negativa. La siguiente ecuación se obtiene por aproximación polinómica de la distribución de potencia de la lente intraocular de acuerdo con la Realización 1.

Ecuación 1

$$P(r) = a_0 + a_1 r^2 + a_2 r^4 + \dots + a_{n-1} r^{2(n-1)} + a_n r^{2n}$$

n = 8

i	ai
0	20,31296977

1	-1,45875259
2	0,76120703
3	0,03291369
4	-0,15203333
5	0,05260424
6	-0,00812956
7	0,00060675
8	-0,00001778

10 Tal como se muestra en la Figura 3, la curva de distribución de potencia de la lente intraocular de acuerdo con la Realización 1 (Mam₁: la curva que se muestra con la línea discontinua en la Figura 3) es una curva que se desvía de la curva de distribución de potencia de referencia (Ma: la curva que se muestra con la línea discontinua en la Figura 3) que forma una curva sinuosa. Paralelamente, la línea continua muestra la curva de distribución de potencia de una lente intraocular esférica convencional. La curva de distribución de potencia de referencia Ma representa la distribución de potencia obtenida añadiendo una corrección de aberración para cancelar la aberración esférica que tiene lugar en la córnea para la distribución de la potencia de una lente intraocular esférica convencional. Asimismo, la curva de distribución de potencia Mam₁ de la lente intraocular de acuerdo con la Realización 1 es una curva que se desvía de la curva de distribución de potencia de referencia Ma, que forma una curva sinuosa. En este caso, la cantidad de desviación para la potencia positiva en la región E1 es de un promedio de +0,2 dioptrías y la cantidad de desviación para la potencia negativa en la región E₂ es un promedio de -0,2 dioptrías.

La Figura 4 es un gráfico que muestra las aberraciones esféricas de todo el globo ocular en los casos en los que se colocan en un ojo respectivamente la lente intraocular de acuerdo con la Realización 1 de la presente invención, que tiene la distribución de potencia que se muestra en la Figura 3, la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia Ma. En la Figura 4, la curva que se muestra con una línea continua es la curva de distribución de aberración cuando se coloca la lente intraocular esférica, la curva que se muestra con la línea discontinua en el diagrama es la curva de distribución de aberración cuando se coloca la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia Ma (lente intraocular que emplea Ma), y la curva que se muestra mediante la línea de puntos y rayas en el diagrama es la curva de distribución de aberración cuando se coloca la lente intraocular de acuerdo con la Realización 1 (lente intraocular de Mam₁).

Tal como se muestra en la Figura 4, se puede observar que en el caso en el que se coloca la lente intraocular esférica para la cual no se ha realizado ninguna corrección en la aberración de la córnea, aumenta la aberración de todo el globo ocular, al aumentar la distancia desde el centro de la lente intraocular. Por el contrario, en el caso de la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia, la aberración de la córnea se corrige perfectamente y, por lo tanto, la aberración se reduce perfectamente a cero. Asimismo, en la lente intraocular de acuerdo con la presente realización, primero se produce una aberración positiva y posteriormente se produce una aberración negativa en las proximidades del centro óptico. Sin embargo, la aberración se reduce a cero en una región fuera de dicha región central y más cerca de la periferia exterior de la lente.

La Figura 5 es un gráfico que muestra los contrastes cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular de acuerdo con la realización de la presente invención, la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de la potencia de referencia Ma, estando alineado el eje óptico de cada una de ellas con el eje óptico del sistema óptico intraocular. En el gráfico de la Figura 5, el eje vertical representa el contraste y el eje horizontal representa la distancia desde el objeto. Debe advertirse que estos gráficos se determinan por análisis utilizando el software de análisis óptico ZEMAX fabricado por ZEMAX Development Corporation. Tal como se muestra en la Figura 5, cuando el eje óptico de la lente intraocular está alineado con el eje óptico del sistema óptico del globo ocular en el ojo, la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia 1 proporciona el mejor contraste, seguido por la lente intraocular de acuerdo con la presente Realización 1 y la lente intraocular esférica proporciona el peor contraste de estas lentes.

Por el contrario, la Figura 6 es un gráfico que muestra los contrastes cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular de acuerdo con la Realización 1 de la presente invención, la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia 1, estando descentrado cada uno de sus ejes ópticos 0,5 mm con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular. Tal como se muestra en la Figura 6, a diferencia del caso en el que los ejes ópticos están alineados uno con respecto al otro, en el caso en el que el eje óptico está descentrado, la lente intraocular de acuerdo con la presente realización proporciona el mejor contraste, seguido de la lente intraocular esférica, y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia proporciona el peor.

La Figura 7 es un gráfico que muestra los contrastes cuando la frecuencia espacial f es 100 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular de acuerdo con la Realización 1 de la presente invención, la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia, estando alineado cada uno de sus ejes ópticos con el eje óptico del sistema óptico intraocular. La Figura 8 es un gráfico que muestra los contrastes cuando la frecuencia espacial f es 100 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular de acuerdo con la Realización 1 de la presente invención, la lente intraocular

esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia 1, estando descentrado cada uno de sus ejes ópticos 0,5 mm con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular. Tal como se muestra en las Figuras 7 y 8, incluso aunque se incremente la frecuencia espacial f , como ocurre en los casos que se han descrito, se puede ver que la lente intraocular de acuerdo con la presente Realización 1 proporciona el mejor contraste en el caso en el que el eje óptico de la lente intraocular está descentrado con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular.

La Figura 9 es un gráfico que muestra la relación entre la cantidad de descentración y el contraste cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular de acuerdo con la Realización 1 de la presente invención, la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia Ma descentradas con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular. La Figura 10 es un gráfico que muestra la relación entre la cantidad de descentración y el contraste cuando la frecuencia espacial f es 100 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular de acuerdo con la Realización 1 de la presente invención, la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplean la distribución de potencia de referencia Ma descentradas con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular. Tal como se puede apreciar en estos diagramas, la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia proporciona un mejor contraste si la cantidad de descentración de la lente intraocular es muy pequeña, mientras que la lente intraocular de acuerdo con la realización proporciona un mejor contraste si la cantidad de descentración es igual o superior a cierto valor, por ejemplo, igual o superior a entre 0,2 y 0,3 mm. En términos generales, cuando se inserta y se coloca una lente intraocular en el ojo, es habitual que la lente se descentre 0,3 mm o más. Con el tiempo, la lente intraocular de acuerdo con la realización proporciona un mejor contraste en la práctica. Siendo así, en el caso de que se inserte en el ojo la lente que emplea la distribución de potencia de referencia Ma sin descentración, una distribución de puntos (diagrama de puntos) muestra que se forma un punto en el eje óptico cuando se enfoca en el plano de la imagen el haz colimado que proviene de una distancia de infinito y por lo tanto se proporciona el excelente contraste. Paralelamente, en el caso de que se inserte en el ojo la lente de la Realización 1 sin descentración, la distribución de puntos es relativamente mayor en comparación con el caso de la lente que emplea la distribución de potencia de referencia Ma y, por lo tanto, no forma un punto, debido a la existencia de la región de desviación de potencia positiva y la región de desviación de potencia negativa. Sin embargo, dado que el centro de la distribución de puntos está en el eje óptico, la cantidad de desviación de potencia en la región de desviación con respecto a la distribución de potencia de referencia Ma es pequeña y, por lo tanto, no hay una diferencia significativa en el contraste.

Por otro lado, si la lente está descentrada en el ojo, se crea la distribución de puntos en una posición alejada del eje óptico con un mayor tamaño. En este caso, dado que la lente emplea la distribución de potencia de referencia, Ma tiene la distribución de potencia en la cual disminuye la potencia a lo largo de la dirección radial, la descentración afecta directamente al tamaño de la distribución de puntos, formando así una distribución de puntos bastante grande. Por el contrario, en el caso de la lente de la Realización 1 (Mam_1), la región de desviación de potencia positiva y la región de desviación de potencia negativa funcionan en la dirección para suprimir el tamaño de la distribución de puntos. En consecuencia, la lente de la Realización 1 (Mam_1) forma un tamaño más pequeño de la distribución de puntos y proporciona un mayor contraste en comparación con la lente que emplea la distribución de potencia de referencia Ma. Este concepto también se puede aplicar a lentes con los varios modos que se muestran en las Figuras 25 y 26 que se describen más adelante.

La Figura 11 es un gráfico que muestra la distribución de potencia Mbm_1 de la lente intraocular de acuerdo con la Realización 2, la distribución de potencia de la lente intraocular esférica y la distribución de potencia de referencia Mb. En este caso, la curva de distribución de potencia de referencia Mb emplea la distribución de potencia en la cual las potencias son las mismas que las de la lente intraocular esférica en las proximidades del eje óptico, y para cancelar la aberración esférica de la córnea, las potencias disminuyen con distancia más próxima a la periferia exterior. Es decir, la curva de distribución de potencia de referencia Mb no emplea la distribución de potencia que cancela la aberración esférica de la córnea en las proximidades del eje óptico. Además, aunque la curva de distribución de potencia de referencia Mb emplea la distribución de potencia para cancelar la aberración esférica de la córnea en otras regiones, la distribución de potencia no cancela perfectamente la aberración esférica de la córnea, a diferencia de la distribución de potencia de referencia Ma.

La Figura 12 es un gráfico que muestra las aberraciones esféricas de todo el globo ocular en los casos en los que se colocan respectivamente en el ojo la lente intraocular de acuerdo con la Realización 2 de la presente invención, la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia Mb. En la Figura 12, la curva que se muestra con la línea continua representa la curva de distribución de aberración cuando se coloca la lente intraocular esférica (LIO), la curva que se muestra con la línea discontinua en el diagrama representa la curva de distribución de aberración cuando se coloca la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia Mb y la curva que se muestra con la línea de rayas y puntos en el diagrama representa la curva de distribución de aberración cuando se coloca la lente intraocular de acuerdo con la Realización 2 (lente intraocular que emplea Mbm_1). Tal como se muestra en la Figura 12, en la Realización 2, incluso en el caso de la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia Mb, la aberración de la córnea no se corrige perfectamente y, por lo tanto, la aberración no se reduce perfectamente a cero.

La Figura 13 es un gráfico que muestra los contrastes cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular de acuerdo con la Realización 2 de la presente invención, la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia M_b , estando alineado cada uno de sus ejes ópticos con el eje óptico del sistema óptico intraocular. En el gráfico de la Figura 13, el eje vertical representa el contraste y el eje horizontal representa la distancia desde el objeto. Debe advertirse que estos gráficos se determinan por análisis utilizando el software de análisis óptico ZEMAX fabricado por ZEMAX Development Corporation. Tal como se muestra en la Figura 13, en el caso de que el eje óptico de la lente intraocular está alineado con el eje óptico del sistema óptico intraocular, la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia M_b proporciona el mejor contraste, seguido por la lente intraocular de acuerdo con la presente Realización 2 (lente intraocular que emplea la distribución de potencia M_{b1}) y la lente intraocular esférica (LIO esférica) proporciona el peor contraste de estas lentes.

Por el contrario, la Figura 14 es un gráfico que muestra los contrastes cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular de acuerdo con la Realización 2 de la presente invención, la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia M_b , estando descentrado cada uno de sus ejes ópticos 0,5 mm con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular. Tal como se muestra en la Figura 14, a diferencia del caso en el que los ejes ópticos están alineados unos con respecto a otros, en el caso en el que el eje óptico está descentrado, la lente intraocular de acuerdo con la presente Realización 2 proporciona el mejor contraste, seguido por la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia M_b proporciona el peor.

La Figura 15 es un gráfico que muestra los contrastes cuando la frecuencia espacial f es 100 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular de acuerdo con la Realización 2 de la presente invención, la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia 2, estando alineado cada uno de sus ejes ópticos con el eje óptico del sistema óptico intraocular. La Figura 16 es un gráfico que muestra los contrastes cuando la frecuencia espacial f es 100 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular de acuerdo con la Realización 2 de la presente invención, la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia M_b , estando descentrado cada uno de sus ejes ópticos 0,5 mm con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular. Tal como se muestra en las Figuras 15 y 16, incluso si se aumenta la frecuencia espacial f , como ocurre en los casos que se han descrito, se puede observar que la lente intraocular de acuerdo con la presente realización proporciona el mejor contraste, en el caso en el que el eje óptico de la lente intraocular está descentrado con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular. Debe señalarse, que en la Figura 27 se muestra la relación entre la cantidad de descentración y el contraste cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que la lente intraocular de acuerdo con la Realización 2 (lente intraocular que emplea la distribución de potencia M_{b1}), la lente intraocular esférica y las lentes intraoculares que emplean la distribución de potencia de referencia M_b se colocan respectivamente descentradas con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular.

La Figura 17 es un gráfico que muestra la distribución de potencia de la lente intraocular esférica como ejemplo comparativo, la distribución de potencia de referencia M_a y la distribución de potencia de referencia M_b . En este caso, la distribución de potencia de referencia M_a representa la distribución de potencia que cancela perfectamente la aberración esférica de la córnea. En la distribución de potencia de referencia M_b , las potencias son las mismas que las de la lente intraocular esférica en las proximidades del eje óptico y, para cancelar la aberración esférica de la córnea, las potencias disminuyen a medida que se aproximan a la periferia exterior. Es decir, la distribución de potencia de referencia M_b no emplea la distribución de potencia que cancela la aberración esférica de la córnea en las proximidades del eje óptico. Además, aunque la distribución de potencia en otras regiones cancela la aberración esférica de la córnea, no cancela perfectamente la aberración esférica de la córnea, a diferencia de la distribución de potencia de referencia M_a .

La Figura 18 es un gráfico que muestra las aberraciones esféricas de todo el globo ocular, en los casos en los que se colocan respectivamente en el ojo la lente intraocular esférica como ejemplo comparativo y las lentes intraoculares que emplean la distribución de potencia de referencia M_a y la distribución de potencia de referencia M_b . En la Figura 18, la curva que se muestra con la línea continua representa la curva de distribución de aberración cuando se coloca la lente intraocular esférica, la curva que se muestra con la línea discontinua en el diagrama representa la curva de distribución de aberración cuando se coloca la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia M_a y la curva que se muestra con la línea de rayas y puntos en el diagrama representa la curva de distribución de aberración cuando se coloca la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia M_b . Tal como se muestra en la Figura 18, la aberración se reduce a cero solo en el caso de la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia M_a y la aberración permanece un poco en el caso de la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia M_b . En el caso de la lente intraocular esférica, la aberración aumenta extremadamente cuanto más se aproxima a la periferia externa de la lente.

La Figura 19 es un gráfico que muestra los contrastes cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular esférica como ejemplo comparativo y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia M_a y la distribución de potencia de referencia M_b , estando cada eje óptico del mismo alineado con el eje óptico del sistema óptico intraocular. En el gráfico de la Figura 19, el eje

vertical representa el contraste y el eje horizontal representa la distancia desde el objeto. Debe advertirse que estos gráficos se determinan por análisis utilizando el software de análisis óptico ZEMAX fabricado por ZEMAX Development Corporation. Tal como se muestra en la Figura 19, se puede observar que, en el caso de que el eje óptico de la lente intraocular esté alineado con el eje óptico del sistema óptico intraocular, las lentes intraoculares que emplean las distribuciones de potencia de referencia Ma y Mb proporcionan mejores contrastes en comparación con la lente intraocular esférica.

Por otra parte, la Figura 20 es un gráfico que muestra los contrastes cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular esférica y las lentes intraoculares que emplean las distribuciones de potencia de referencia Ma y Mb, estando descentrado cada uno de sus ejes ópticos 0,5 mm con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular. Tal como se muestra en la Figura 20, a diferencia del caso en el que los ejes ópticos están alineados entre sí, en el caso en el que el eje óptico está descentrado, se puede observar que las lentes intraoculares que emplean las distribuciones de potencia de referencia Ma y Mb proporcionan peores contrastes en comparación con la lente intraocular esférica.

La Figura 21 es un gráfico que muestra los contrastes cuando la frecuencia espacial f es 100 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular esférica como ejemplo comparativo y las lentes intraoculares que emplean las distribuciones de potencia de referencia Ma y Mb, estando alineado cada uno de sus ejes ópticos con el eje óptico del sistema óptico intraocular. La Figura 22 es un gráfico que muestra los contrastes cuando la frecuencia espacial f es 100 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular esférica como ejemplo comparativo y las lentes intraoculares que emplean las distribuciones de potencia de referencia Ma y Mb, estando descentrado cada uno de sus ejes ópticos 0,5 mm con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular. Tal como se muestra en las Figuras 21 y 22, incluso si se aumenta la frecuencia espacial f , como ocurre en los casos que se han descrito, en el caso en el que el eje óptico de la lente intraocular está descentrado con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular, se puede observar que las lentes intraoculares que emplean las distribuciones de potencia de referencia Ma y Mb proporcionan peores contrastes en comparación con la lente esférica intraocular.

La Figura 23 es un gráfico que muestra la relación entre la cantidad de descentración y el contraste cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular esférica como ejemplo comparativo, y las lentes intraoculares que emplean las distribuciones de potencia de referencia Ma y Mb descentradas con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular. La Figura 24 es un gráfico que muestra la relación entre la cantidad de descentración y el contraste cuando la frecuencia espacial f es 100 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular esférica, como ejemplo comparativo, y las lentes intraoculares que emplean las distribuciones de potencia de referencia Ma y Mb descentradas con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular. Tal como puede observarse en estos diagramas, si la cantidad de descentración es igual o superior a aproximadamente 0,4 mm, las lentes intraoculares que emplean las distribuciones de potencia de referencia proporcionan peores contrastes que la lente intraocular esférica.

La Figura 25 es un diagrama que explica otros modos de las distribuciones de potencia de referencia y la Figura 26 es un diagrama que muestra modos de la distribución de potencia de la lente intraocular de acuerdo con otra realización de la invención de la presente solicitud. En la Figura 25, M_1 y M_2 se refieren a los tipos de distribución de potencia que incluyen respectivamente, como un ejemplo concreto, las distribuciones de potencia de referencia Ma y Mb en las Realizaciones 1 y 2. Ma se refiere al tipo de distribución de potencia que cancela perfectamente la aberración esférica de la córnea. La distribución de potencia de referencia no se limita al Tipo M_1 , y las distribuciones de potencia pueden ser de Tipo M_2 , M_3 y M_4 . Además, la distribución de potencia de la lente intraocular de acuerdo con la invención de la presente solicitud no se limita a la Realización 1 (M_{m_1}) o la Realización 2 (M_{bm_1}), siempre que la distribución de potencia tenga, en una región en las proximidades del centro de la lente intraocular, al menos una región de desviación de potencia positiva con mayor una potencia que la representada por la distribución de potencia de referencia y al menos una desviación de potencia negativa región con una potencia menor que la representada por la distribución de potencia de referencia. Por ejemplo, la distribución de potencia de la lente intraocular puede ser aquella en la que se añade uno de los patrones de ajuste de los Tipos m_2 a m_8 que se muestran en la Figura 26 sobre una de las distribuciones de potencia de referencia que se muestran en la Figura 25. El patrón de ajuste se refiere al patrón de la distribución de potencia que vaya a añadir sobre la distribución de potencia de referencia, con el fin de obtener un efecto de supresión del deterioro del contraste.

En el presente documento, la distribución de potencia de referencia del Tipo M_1 , tal como se ha descrito, se refiere al tipo en el que la potencia disminuye en la dirección radial, cuando se asume la potencia en el centro de la lente como la potencia base. Este tipo incluye la distribución de potencia de referencia Ma en la Realización 1. La distribución de potencia de referencia del Tipo M_2 se refiere al tipo en el que la potencia aumenta en la dirección radial, comienza a disminuir desde cierto radio y, por lo tanto, es más pequeña que la potencia intraocular base en la porción del extremo de la lente, cuando se asume la potencia en el centro de la lente como la potencia base. Este tipo incluye la distribución de potencia de referencia Mb de la Realización 2. La distribución de potencia de referencia del Tipo M_3 se refiere al tipo en el que la potencia es sustancialmente igual a la potencia base hasta cierto radio, y a continuación, la potencia comienza a disminuir desde cierto radio en la dirección radial, cuando se asume la potencia

en el centro de la lente como la potencia base. La distribución de potencia de referencia del Tipo M_4 se refiere al tipo en el que la potencia disminuye gradualmente en la dirección radial y después disminuye bruscamente desde cierto radio al asumir la potencia en el centro de la lente como la potencia base.

- 5 Con respecto a los patrones de ajuste, el Tipo m_1 se refiere al tipo en el que la región de desviación de potencia positiva existe en el círculo central y la región de desviación de potencia negativa existe en una región anular que la rodea. El tipo m_2 es una modificación del tipo m_1 . El tipo m_3 es el tipo en el que la región de desviación de potencia negativa existe en el círculo central, la región de desviación de potencia positiva existe en una región anular que la rodea y la región de desviación de potencia negativa existe en otra región anular que rodea la región anular. El Tipo m_4 y el tipo m_5 son los tipos en los que la región de desviación de potencia positiva existe en el círculo central y la región de desviación de potencia negativa existe en una región anular que la rodea, y en el que las cantidades de desviaciones son constantes en intervalos específicos, tanto en la región de desviación de potencia positiva como en la región de desviación de potencia negativa. El tipo m_6 es el tipo en el que la región de desviación de potencia positiva existe en el círculo central, la región de desviación de potencia negativa existe en una región anular que la rodea, la región de desviación de potencia positiva existe en otra región anular que rodea la región anular y la región de desviación de potencia negativa existe en otra región anular que rodea la otra región anular. El Tipo m_7 es el tipo en el que la región de desviación de potencia positiva y la región de desviación de potencia negativa son inversas al Tipo m_3 . El tipo m_8 es el tipo en el que las regiones de desviación de potencia positiva y las regiones de desviación de potencia negativa son inversas al tipo m_6 .

20 La Figura 28 es un gráfico que muestra la relación entre la cantidad de descentración y el contraste cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular en la que se añade el patrón de ajuste de Tipo m_1 sobre la distribución de potencia de referencia de Tipo M_3 , la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia del tipo M_3 descentradas con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular. La Figura 29 es un gráfico que muestra la relación entre la cantidad de descentración y el contraste cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular en la que se añade el patrón de ajuste de Tipo m_1 sobre la distribución de potencia de referencia de Tipo M_4 , la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia del tipo M_4 descentradas con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular. La Figura 30 es un gráfico que muestra la relación entre la cantidad de descentración y el contraste cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular en la que se añade el patrón de ajuste de Tipo m_4 sobre la distribución de potencia de referencia de Tipo M_1 , la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia del tipo M_1 descentradas con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular. La Figura 31 es un gráfico que muestra la relación entre la cantidad de descentración y el contraste cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular en la que se añade el patrón de ajuste de Tipo m_6 sobre la distribución de potencia de referencia de Tipo M_1 , la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia del tipo M_1 descentradas con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular. La Figura 32 es un gráfico que muestra la relación entre la cantidad de descentración y el contraste cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que la lente intraocular en la que se añade el patrón de ajuste de Tipo m_3 sobre la distribución de potencia de referencia de Tipo M_1 , la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia del tipo M_1 se colocan respectivamente descentradas con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular. Tal como se muestra en estos diagramas, se puede observar que la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de cualquier tipo mostrado en estos diagramas puede suprimir el deterioro del contraste causado por la descentración óptica. Debe advertirse que la lente intraocular de acuerdo con la invención de la presente solicitud incluye todas las lentes que se insertan en el ojo.

50 Disponibilidad industrial

La presente invención también puede utilizarse para una lente intraocular insertada en una cámara anterior de un globo ocular después de retirar la lente del cristalino debido a catarata o similar, por no mencionar una lente intraocular insertada en su cámara posterior, una lente intraocular para su utilización para un ojo fáquico o similar.

55 Breve descripción de los dibujos

La Figura 1 es una vista explicativa de una distribución de potencia de una lente intraocular de acuerdo con la Realización 1 de la presente invención.

60 La Figura 2 es una vista explicativa esquemática de un sistema óptico intraocular constituido por la lente intraocular y la córnea.

La Figura 3 es un gráfico que muestra la distribución de potencia (M_{m1}) de la lente intraocular de acuerdo con la Realización 1 de la presente invención, la distribución de potencia de la lente intraocular esférica y la distribución de potencia de referencia M_a .

La Figura 4 es un gráfico que muestra las aberraciones esféricas de todo el globo ocular, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular de acuerdo con la Realización 1 de la presente invención (M_{m1}), la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia M_a en el ojo.

- 5 La Figura 5 es un gráfico que muestra los contrastes cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular de acuerdo con la Realización 1 de la presente invención (M_{m1}), la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia M_a , estando alineado cada uno de sus ejes ópticos con el eje óptico del sistema óptico intraocular.
- 10 La Figura 6 es un gráfico que muestra los contrastes cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular de acuerdo con la Realización 1 de la presente invención (M_{m1}), la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia M_a , estando descentrado cada uno de sus ejes ópticos 0,5 mm con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular.
- 15 La Figura 7 es un gráfico que muestra los contrastes cuando la frecuencia espacial f es 100 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular de acuerdo con la Realización 1 de la presente invención (M_{m1}), la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia M_a , estando alineado cada uno de sus ejes ópticos con el eje óptico del sistema óptico intraocular.
- 20 La Figura 8 es un gráfico que muestra los contrastes cuando la frecuencia espacial f es 100 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular de acuerdo con la Realización 1 de la presente invención (M_{m1}), la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia M_a , estando descentrado cada uno de sus ejes ópticos 0,5 mm con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular.
- 25 La Figura 9 es un gráfico que muestra la relación entre la cantidad de descentración y el contraste cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular de acuerdo con la Realización 1 de la presente invención (M_{m1}), la lente intraocular esférica, y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia M_a descentradas con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular.
- 30 La Figura 10 es un gráfico que muestra la relación entre la cantidad de descentración y el contraste cuando la frecuencia espacial f es 100 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular de acuerdo con la Realización 1 de la presente invención (M_{m1}), la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia M_a descentradas con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular.
- 35 La Figura 11 es el gráfico que muestra la distribución de potencia (M_{bm1}) de la lente intraocular de acuerdo con la Realización 2, la distribución de potencia de la lente intraocular esférica y la distribución de potencia de referencia M_b .
- 40 La Figura 12 es un gráfico que muestra las aberraciones esféricas de todo el globo ocular, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular (M_{bm1}) de acuerdo con la Realización 2 de la presente invención, la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia M_b en el ojo.
- 45 La Figura 13 es un gráfico que muestra los contrastes cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular (M_{bm1}) de acuerdo con la Realización 2 de la presente invención, la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia M_b , estando alineado cada uno de sus ejes ópticos con el eje óptico del sistema óptico intraocular.
- 50 La Figura 14 es un gráfico que muestra los contrastes cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular (M_{bm1}) de acuerdo con la Realización 2 de la presente invención, la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia M_b , estando descentrado cada uno de sus ejes ópticos 0,5 mm con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular.
- 55 La Figura 15 es un gráfico que muestra los contrastes cuando la frecuencia espacial f es 100 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular (M_{bm1}) de acuerdo con la Realización 2 de la presente invención, la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia M_b , estando alineado cada uno de sus ejes ópticos con el eje óptico del sistema óptico intraocular.
- 60 La Figura 16 es un gráfico que muestra los contrastes cuando la frecuencia espacial f es 100 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular (M_{bm1}) de acuerdo con la Realización 2 de la presente invención, la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia M_b , estando descentrado cada uno de sus ejes ópticos 0,5 mm con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular.
- 65 La Figura 17 es un gráfico que muestra la distribución de potencia de la lente intraocular esférica como ejemplo comparativo, la distribución de potencia de referencia M_a y la distribución de potencia de referencia M_b .

La Figura 18 es un gráfico que muestra las aberraciones esféricas de todo el globo ocular en los casos en los que se colocan respectivamente en el ojo la lente intraocular esférica como ejemplo comparativo y las lentes que emplean la distribución de potencia de referencia Ma y la distribución de potencia de referencia Mb.

5 La Figura 19 es un gráfico que muestra los contrastes cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular esférica como ejemplo comparativo y las lentes intraoculares que emplean la distribución de potencia de referencia Ma y la distribución de potencia de referencia Mb, estando cada uno de sus ejes ópticos alineado con el eje óptico del sistema óptico intraocular.

10 La Figura 20 es un gráfico que muestra los contrastes cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular esférica y las lentes intraoculares que emplean las distribuciones de potencia de referencia Ma y Mb, estando cada uno de sus ejes ópticos descentrado 0,5 mm con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular.

15 La Figura 21 es un gráfico que muestra los contrastes cuando la frecuencia espacial f es 100 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular esférica como ejemplo comparativo y las lentes intraoculares que emplean las distribuciones de potencia de referencia Ma y Mb, estando alineado cada uno de sus ejes ópticos con el eje óptico del sistema óptico intraocular.

20 La Figura 22 es un gráfico que muestra los contrastes cuando la frecuencia espacial f es 100 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular esférica como ejemplo comparativo y las lentes intraoculares que emplean las distribuciones de potencia de referencia Ma y Mb, estando descentrado cada uno de sus ejes ópticos 0,5 mm con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular.

25 La Figura 23 es un gráfico que muestra la relación entre la cantidad de descentración y el contraste cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular esférica como ejemplo comparativo y las lentes intraoculares que emplean las distribuciones de potencia de referencia Ma y Mb descentradas con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular.

30 La Figura 24 es un gráfico que muestra la relación entre la cantidad de desplazamiento y el contraste cuando la frecuencia espacial f es 100 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular esférica como ejemplo comparativo y las lentes intraoculares que emplean las distribuciones de potencia de referencia Ma y Mb desplazados con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular.

35 La Figura 25 es un diagrama explicativo de los modos de la distribución de potencia de referencia.

La Figura 26 es un diagrama que muestra los modos de patrones de ajuste de la invención de la presente solicitud.

40 La Figura 27 es un gráfico que muestra la relación entre la cantidad de descentración y el contraste cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular de acuerdo con la Realización 2 de la presente invención (lente intraocular que emplea la distribución de potencia M_{bm_1}), la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia Mb descentradas con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular.

45 La Figura 28 es un gráfico que muestra la relación entre la cantidad de descentración y el contraste cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular (M_{3m_1}) en la que se añade el patrón de ajuste de Tipo m_1 a la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia del Tipo M_3 , la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia del Tipo M_3 descentradas con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular.

50 La Figura 29 es un gráfico que muestra la relación entre la cantidad de descentración y el contraste cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular (M_{4m_1}) en la que se añade el patrón de ajuste de Tipo m_1 a la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia del Tipo M_4 , la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia del Tipo M_4 descentradas con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular.

55 La Figura 30 es un gráfico que muestra la relación entre la cantidad de descentración y el contraste cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular (M_{1m_4}) en la que se añade el patrón de ajuste de Tipo m_5 a la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia de Tipo M_1 , la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia de Tipo M_1 descentradas con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular.

60 La Figura 31 es un gráfico que muestra la relación entre la cantidad de descentración y el contraste cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular (M_{1m_6}) en la que se añade el patrón de ajuste de Tipo m_6 a la lente intraocular que emplea la distribución de

65

potencia de referencia de Tipo M_1 , la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia de Tipo M_1 descentradas con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular.

- 5 La Figura 32 es un gráfico que muestra la relación entre la cantidad de descentración y el contraste cuando la frecuencia espacial f es 50 líneas/mm, en los casos en los que se colocan respectivamente la lente intraocular (M_1m_3) en la que se añade el patrón de ajuste de Tipo m_3 a la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia del Tipo M_1 , la lente intraocular esférica y la lente intraocular que emplea la distribución de potencia de referencia del Tipo M_1 descentradas con respecto al eje óptico del sistema óptico intraocular.
- 10 La Figura 33 es un diagrama que muestra que el eje óptico de la lente intraocular está descentrado del eje óptico del globo ocular.

Descripción de números

- 15 10 Lente intraocular (LIO)
11 Una región en las proximidades de un centro óptico O
12 Córnea

REIVINDICACIONES

1. Una lente intraocular configurada para suprimir el deterioro del contraste cuando un eje óptico de la lente intraocular insertada en un ojo se descentra de un eje óptico de un globo ocular, comprendiendo la lente ocular:
- 5 una distribución de la potencia de referencia (M_a , M_b) que está ajustada para cancelar, pero puede no cancelar perfectamente, una aberración esférica de la córnea cuando se inserta la lente intraocular en el ojo,
- caracterizada por**
- 10 al menos una región de desviación de potencia positiva (E1) que tiene una potencia mayor que la representada por la distribución de potencia de referencia (M_a , M_b) en una región (11) en las proximidades del centro (O) de la lente intraocular, y
- al menos una región de desviación de potencia negativa (E2) que tiene una potencia menor que la representada por la distribución de potencia de referencia (M_a , M_b) en la región (11) en las proximidades del centro (O) de la lente intraocular,
- 15 donde o bien
- la región de desviación de potencia positiva (E1) es una región circular centrada alrededor del eje óptico y la región de desviación de potencia negativa (E2) es una región anular centrada alrededor del eje óptico, o bien
- la región de desviación de potencia negativa (E2) es una región circular centrada alrededor del eje óptico y la región de desviación de potencia positiva (E1) es una región anular centrada alrededor del eje óptico.
- 20 2. La lente intraocular de acuerdo con la reivindicación 1, donde la región (11) en las proximidades del centro (O) de la lente intraocular tiene una forma sustancialmente circular que se centra alrededor del eje óptico que tiene un radio no inferior a 0,7 mm y no superior a 1,75 mm.
- 25 3. La lente intraocular de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, donde un valor medio de las cantidades de desviación de potencia desde la potencia de referencia de la región de desviación de potencia positiva (E1) es no inferior a 0,1 dioptrías y no superior a 0,8 dioptrías, y un valor medio de las cantidades de desviación de potencia desde la potencia de referencia de la región de desviación de potencia negativa (E2) es no inferior a 0,1 dioptrías y no superior a 0,8 dioptrías.

FIG. 1

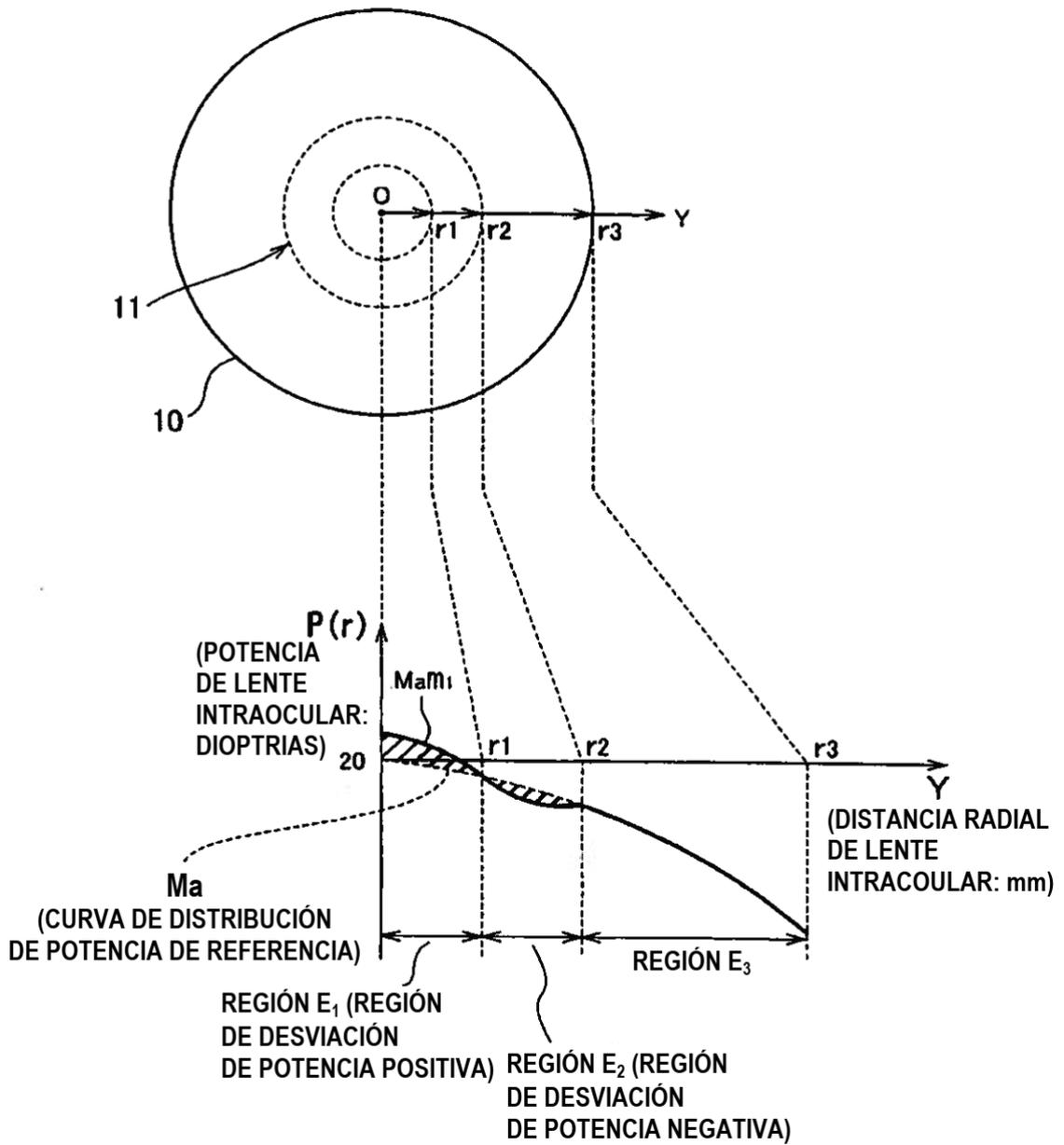
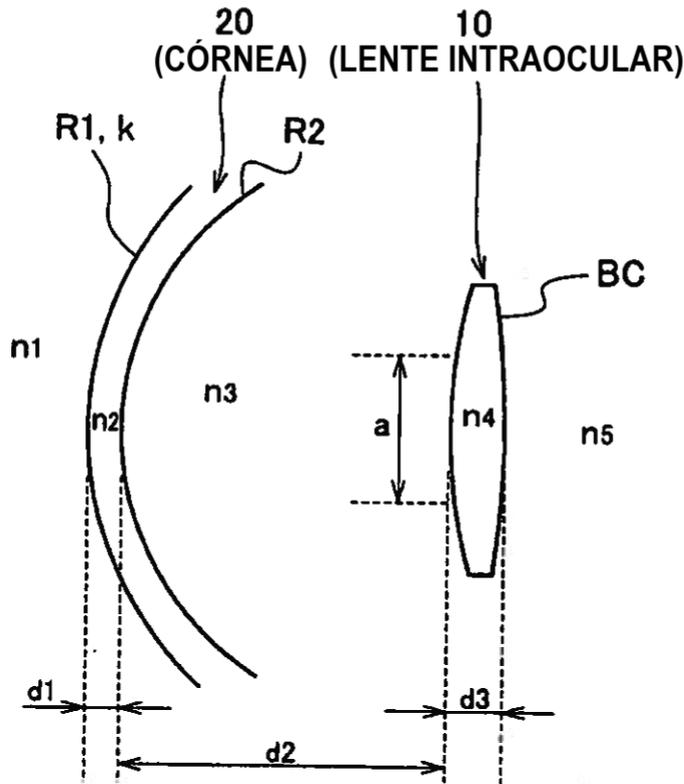


FIG. 2



	RADIO DE CURVATURA (mm)		CONSTANTE CÓNICA		SEPARACIÓN SUPERFICIAL (mm)		ÍNDICE DE REFRACCIÓN	
-	-	-	-	-	-	-	$n1$	1,0
SUPERFICIE ANTERIOR DE LA CórNEA	R1	7,8	k	-0,25	$d1$	0,55	$n2$	1,3771
SUPERFICIE POSTERIOR DE LA CórNEA	R2	6,5	-	-	$d2$	4,1	$n3$	1,336
APERTURA	-	-	-	-	a	4,0	-	-
SUPERFICIE ANTERIOR DE LENTE INTRAOCULAR	-	-	-	-	$d3$	0,7	$n4$	1,517
SUPERFICIE POSTERIOR DE LENTE INTRAOCULAR	BC	30,0	-	-	-	-	$n5$	1,336

FIG. 3

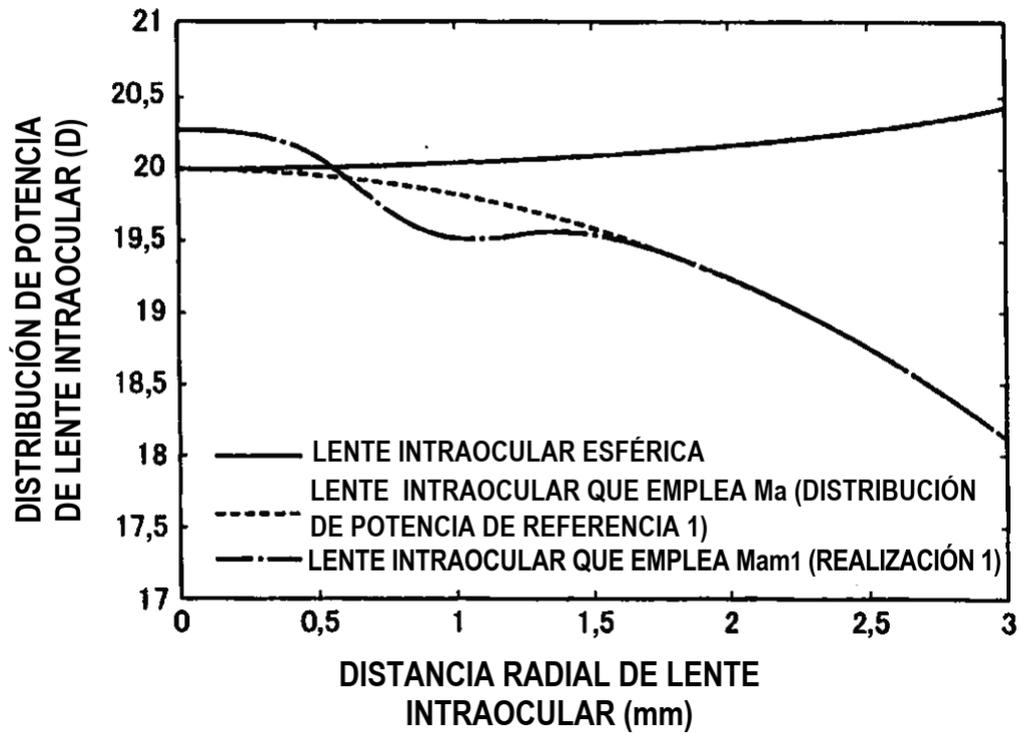


FIG. 4

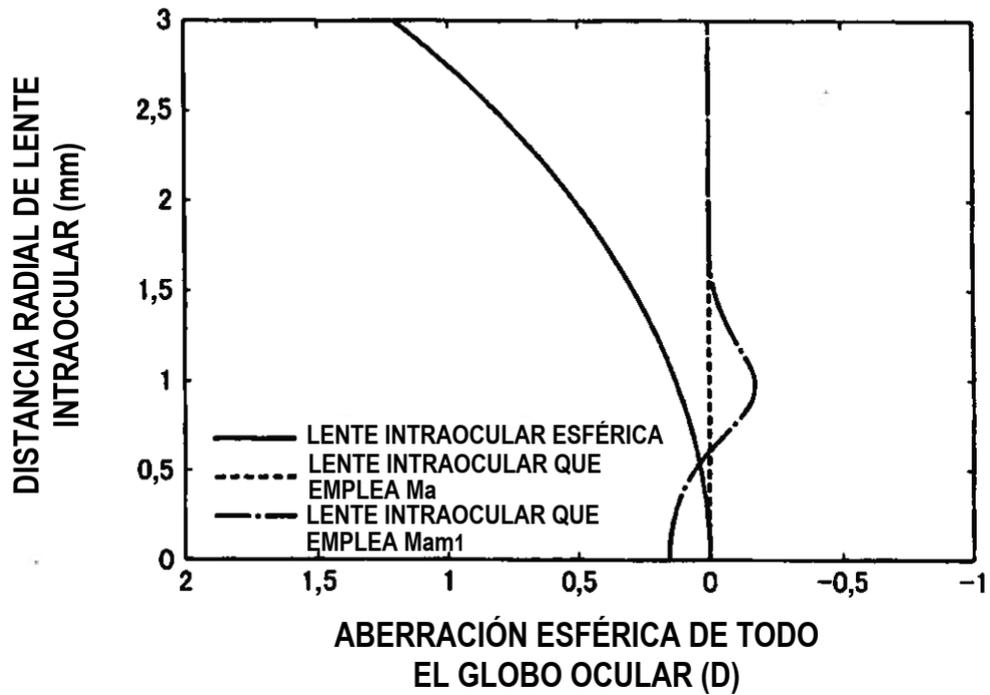


FIG. 5

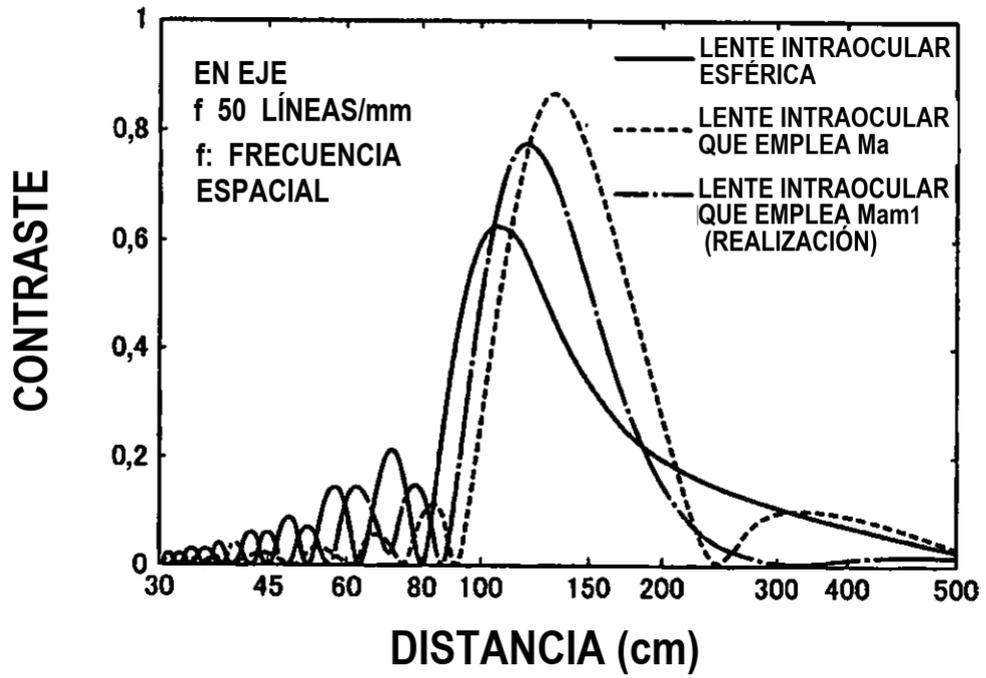


FIG. 6

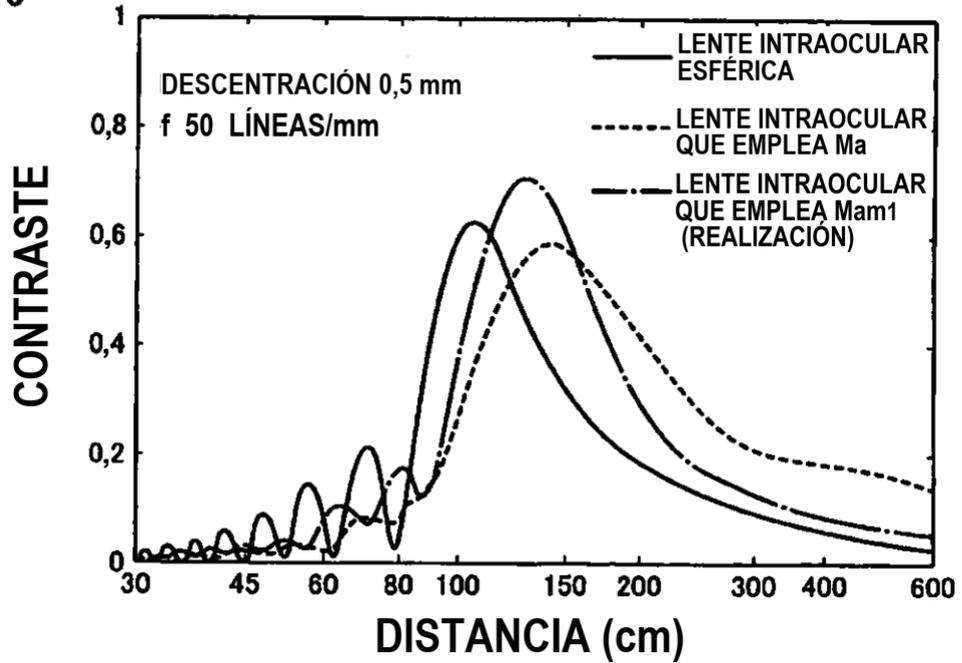


FIG. 7

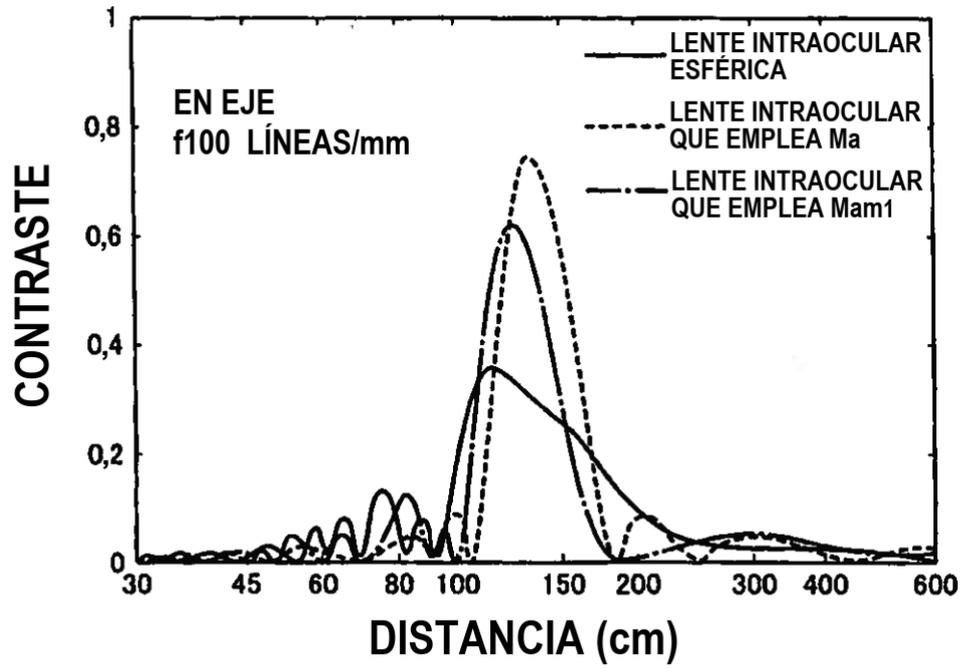


FIG. 8

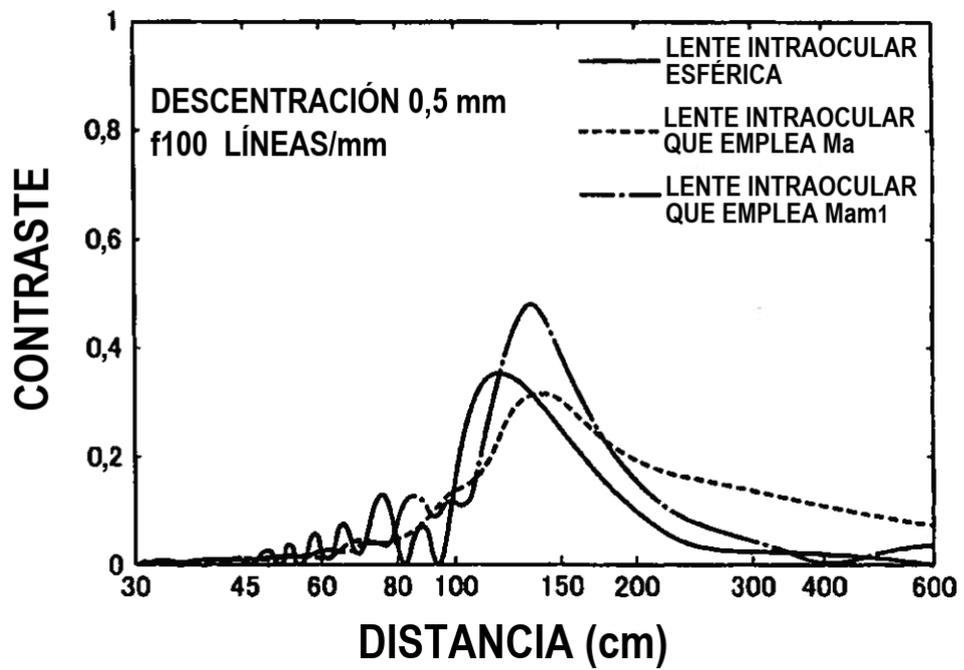


FIG. 9

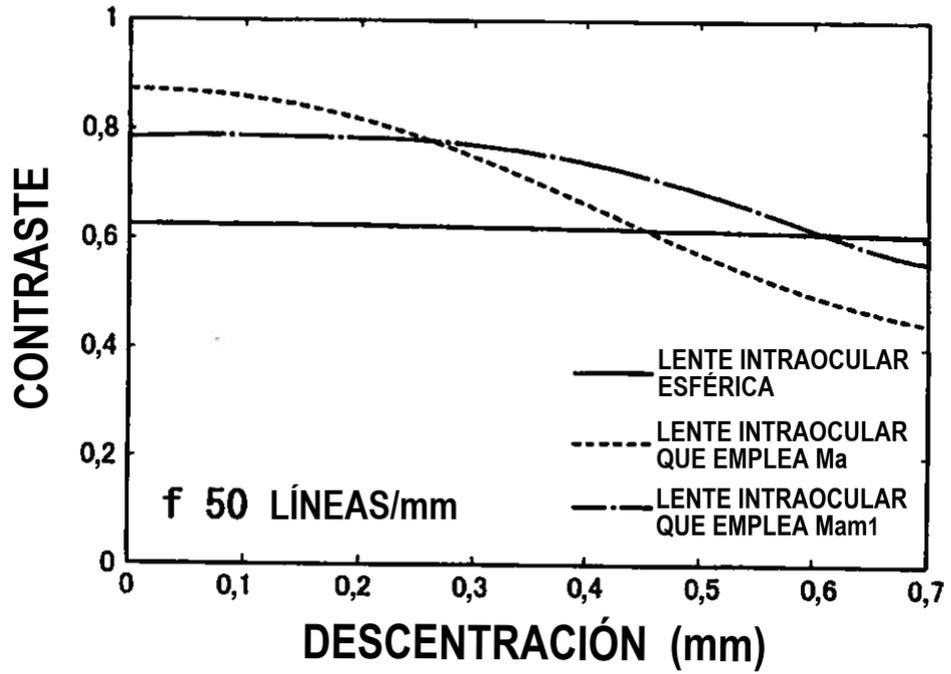


FIG. 10

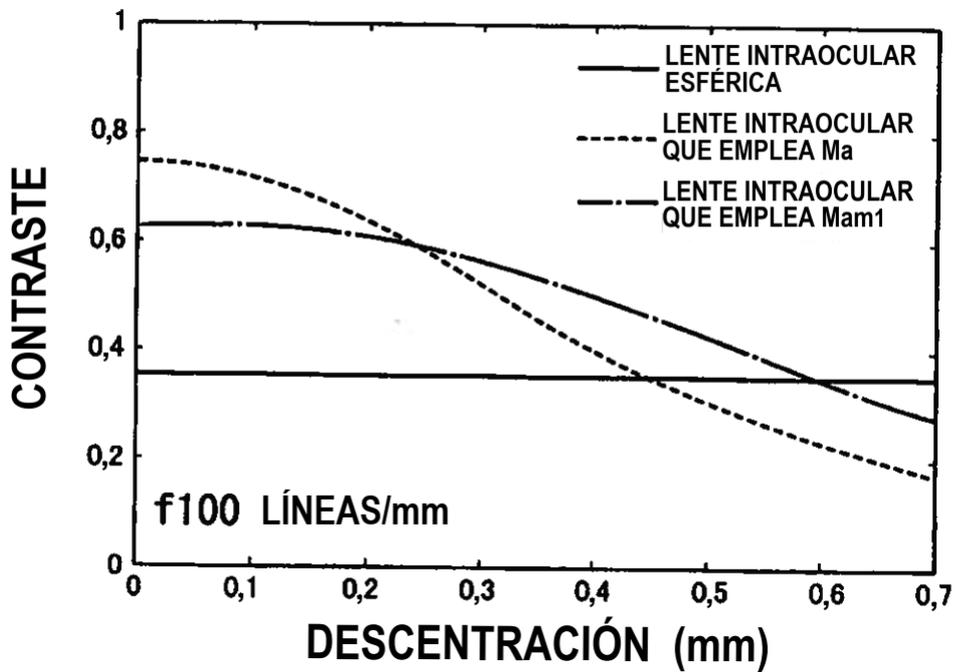


FIG. 11

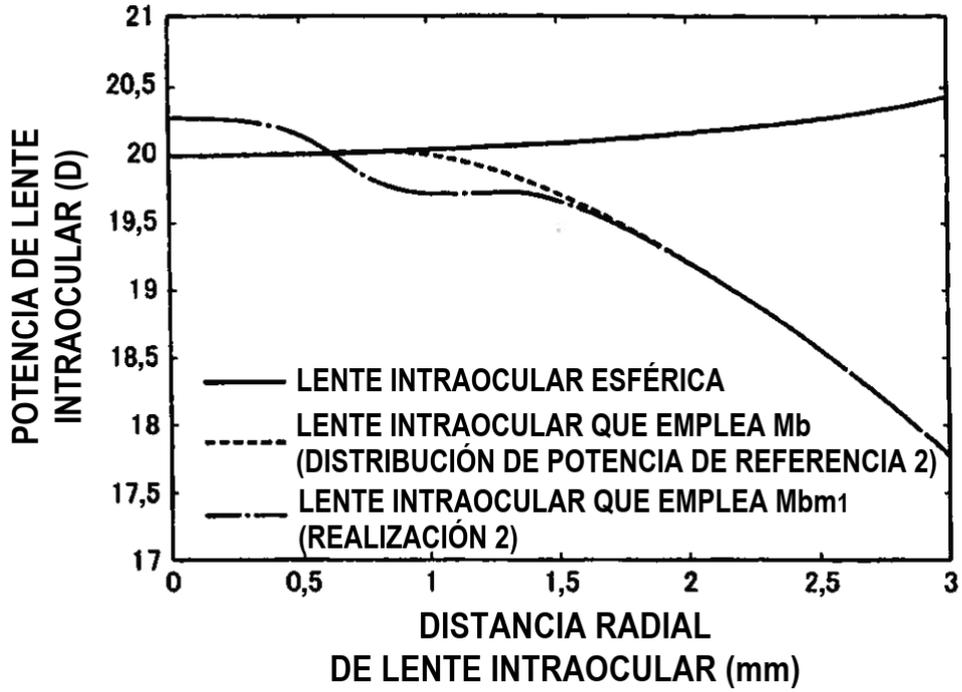


FIG. 12

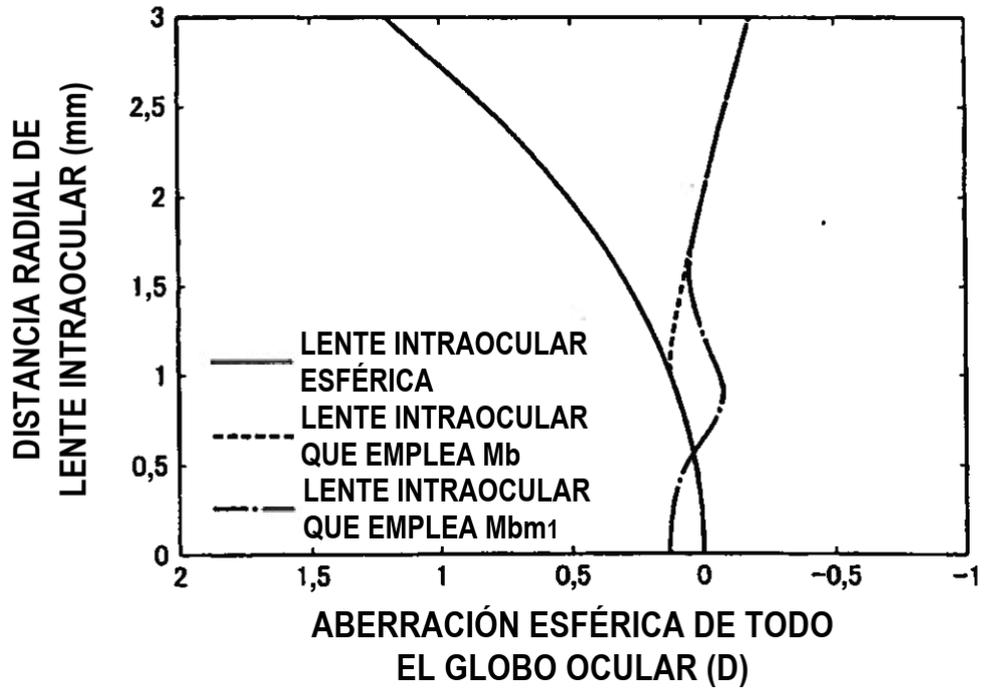


FIG. 13

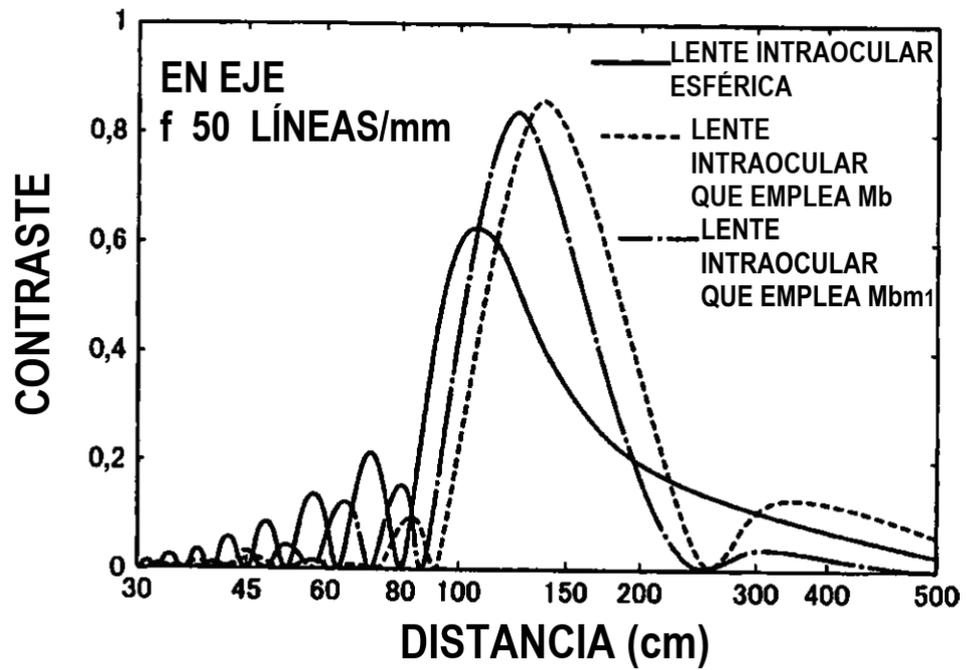


FIG. 14

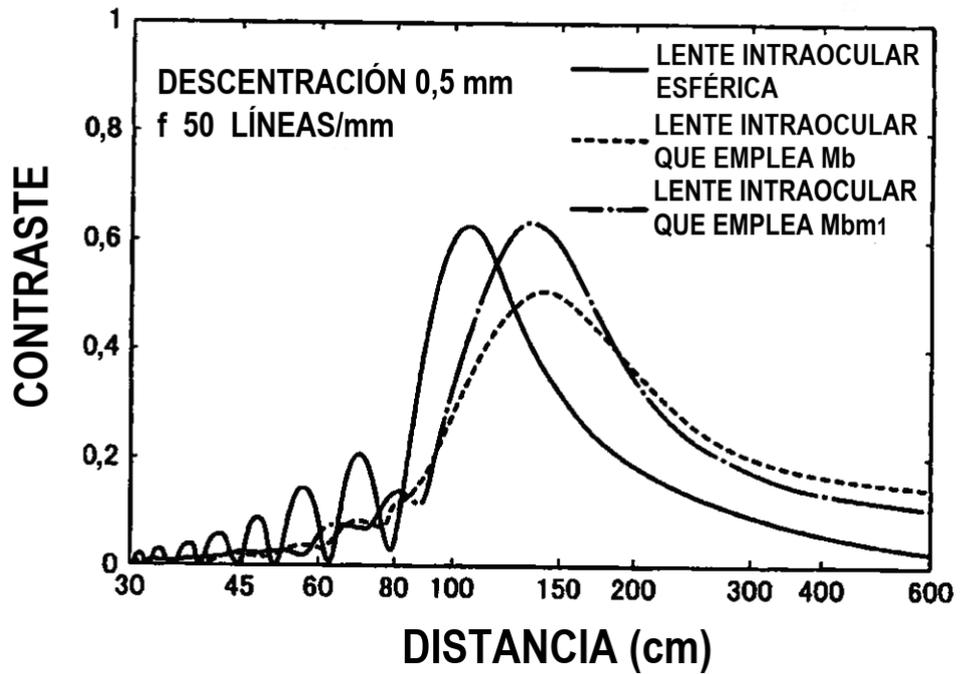


FIG. 15

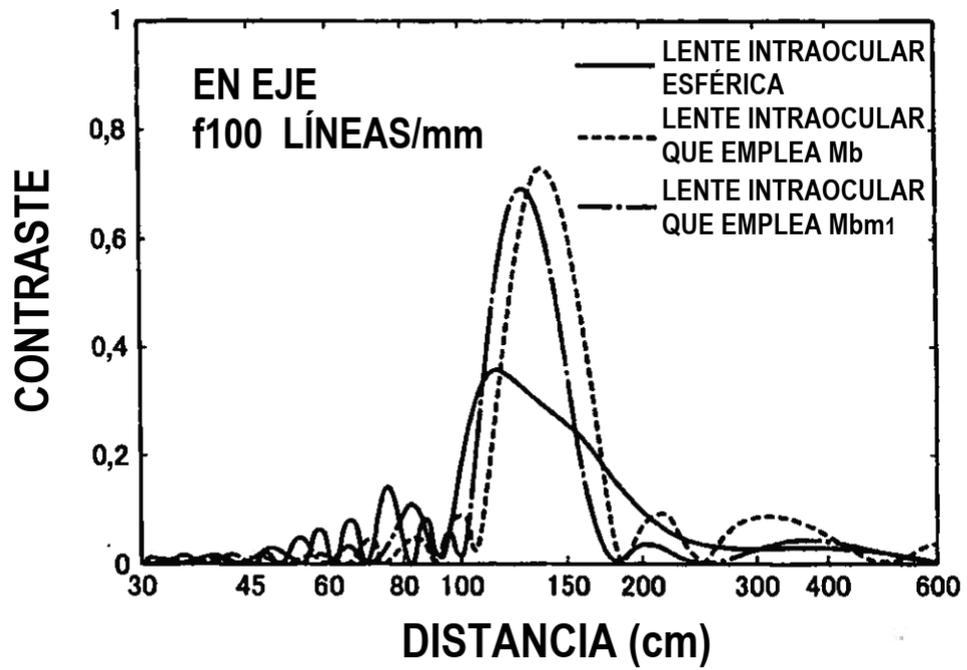


FIG. 16

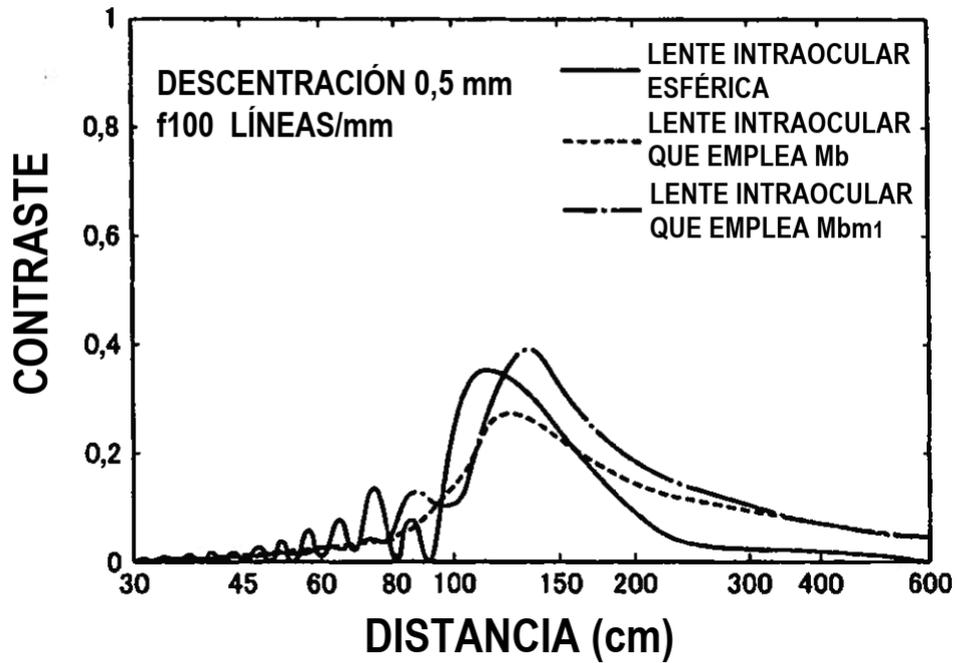


FIG. 17

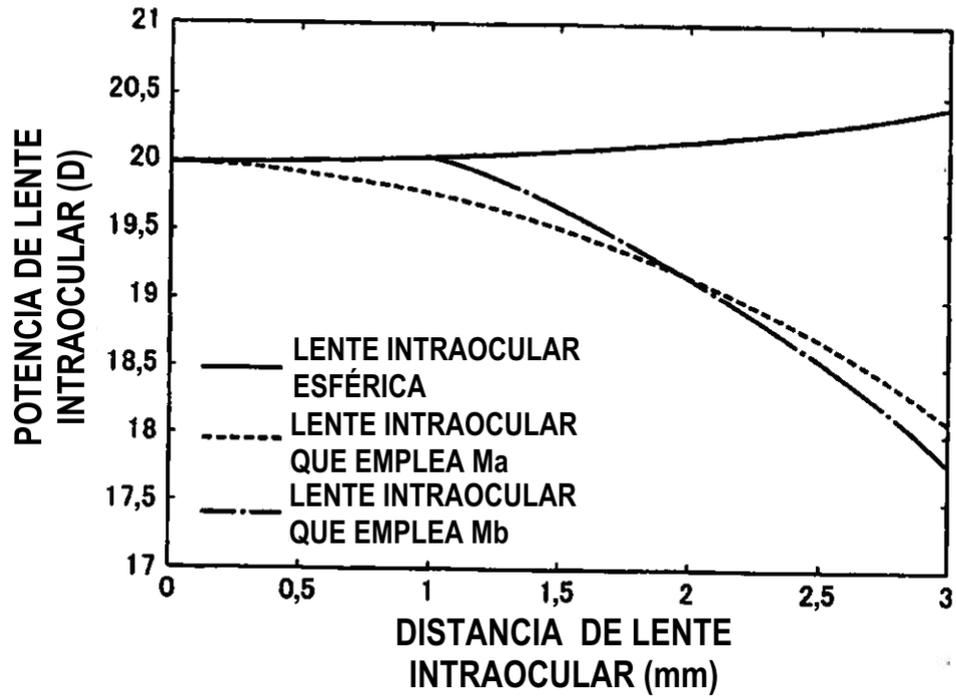


FIG. 18

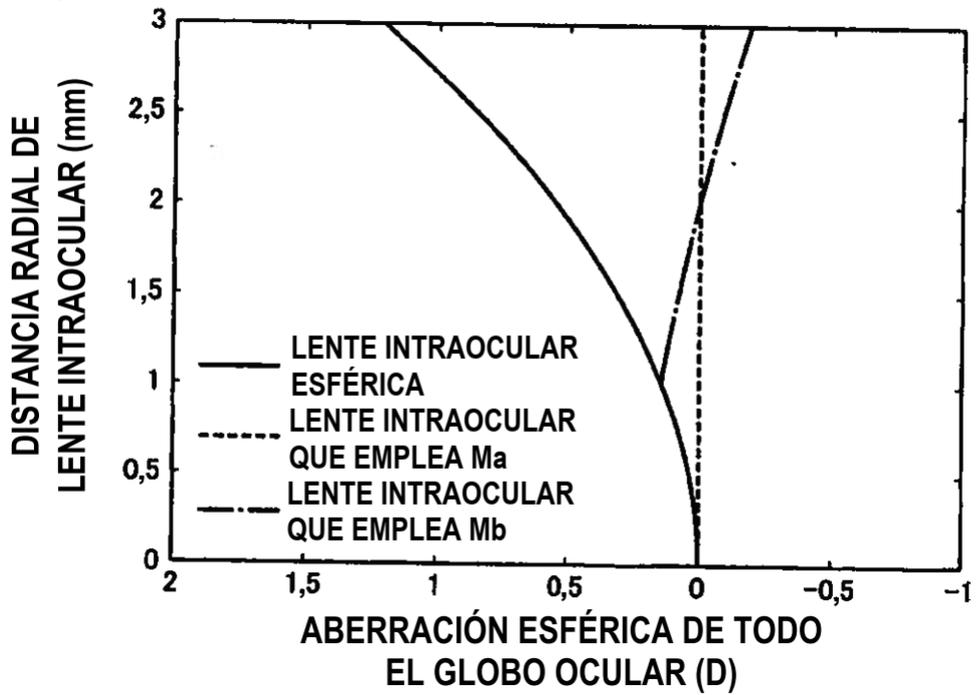


FIG. 19

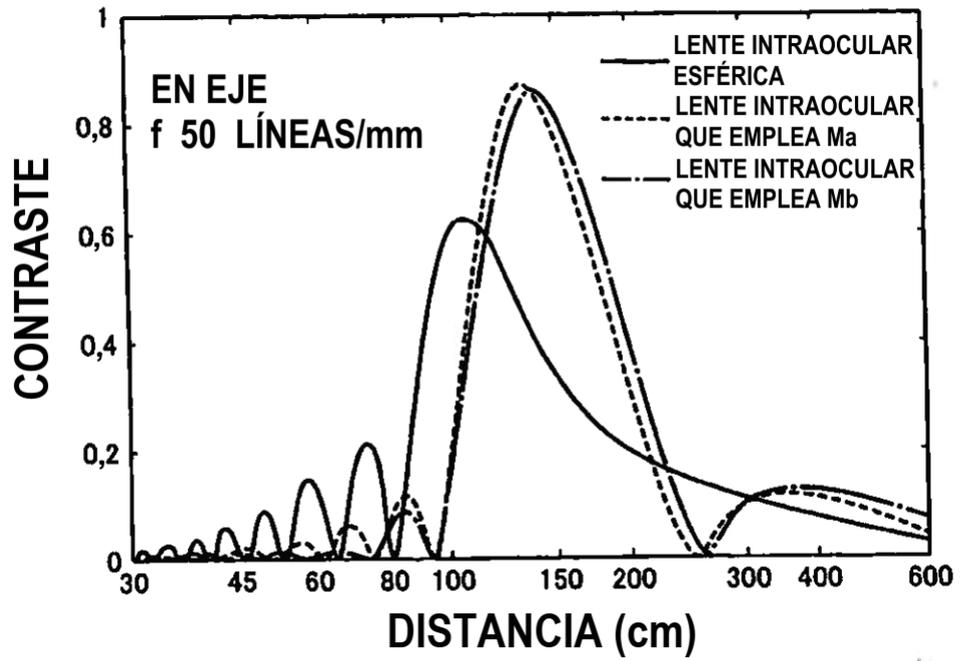


FIG. 20

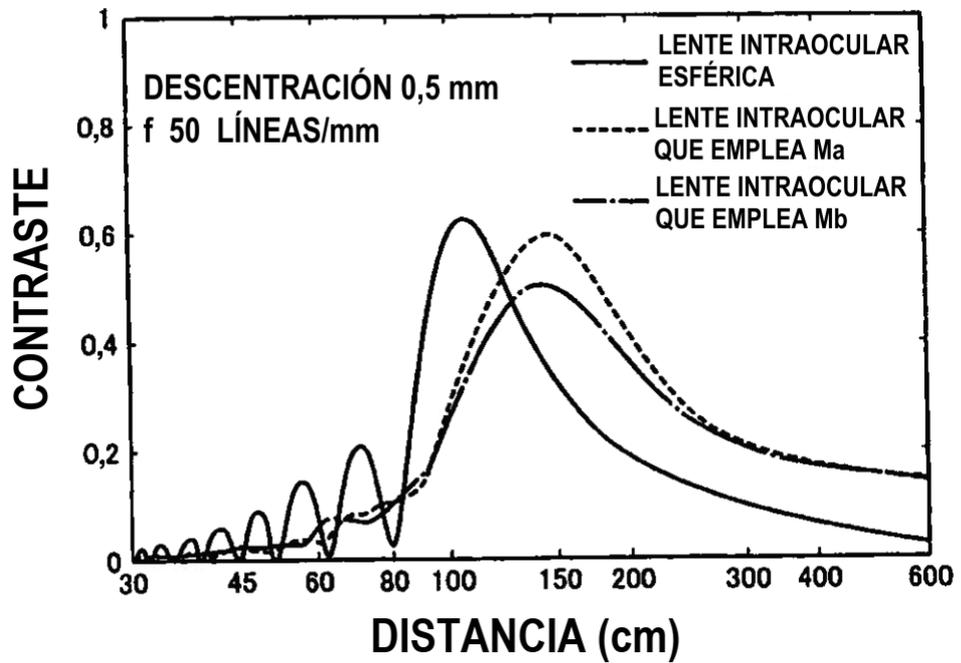


FIG. 21

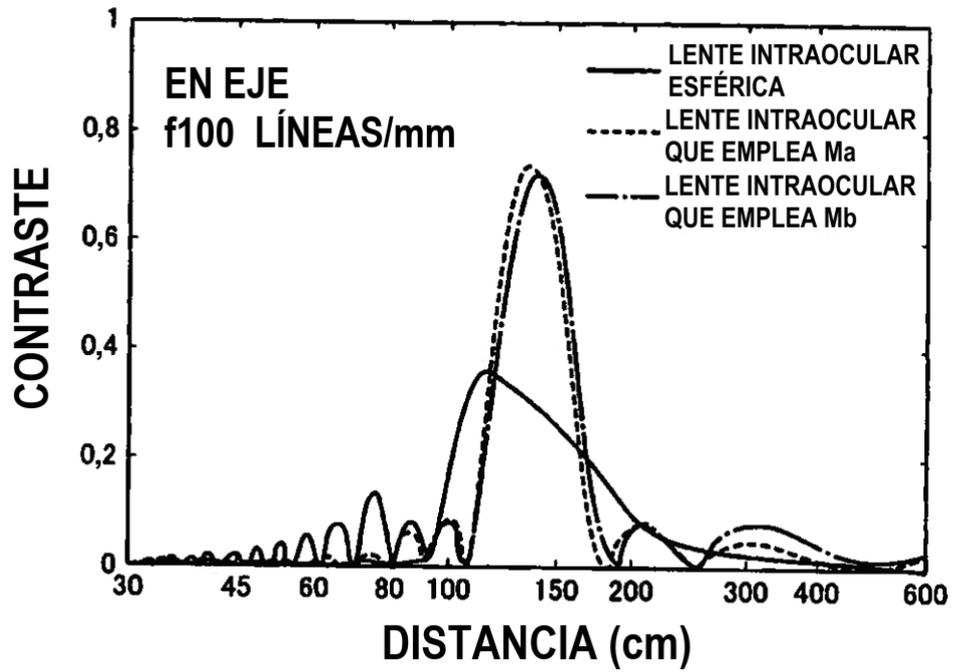


FIG. 22

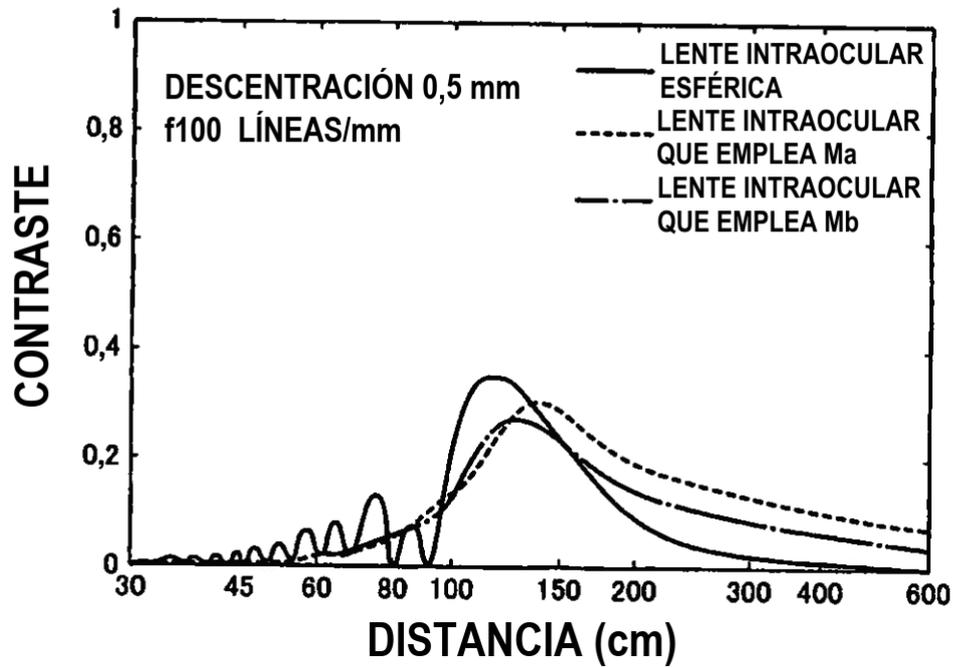


FIG. 23

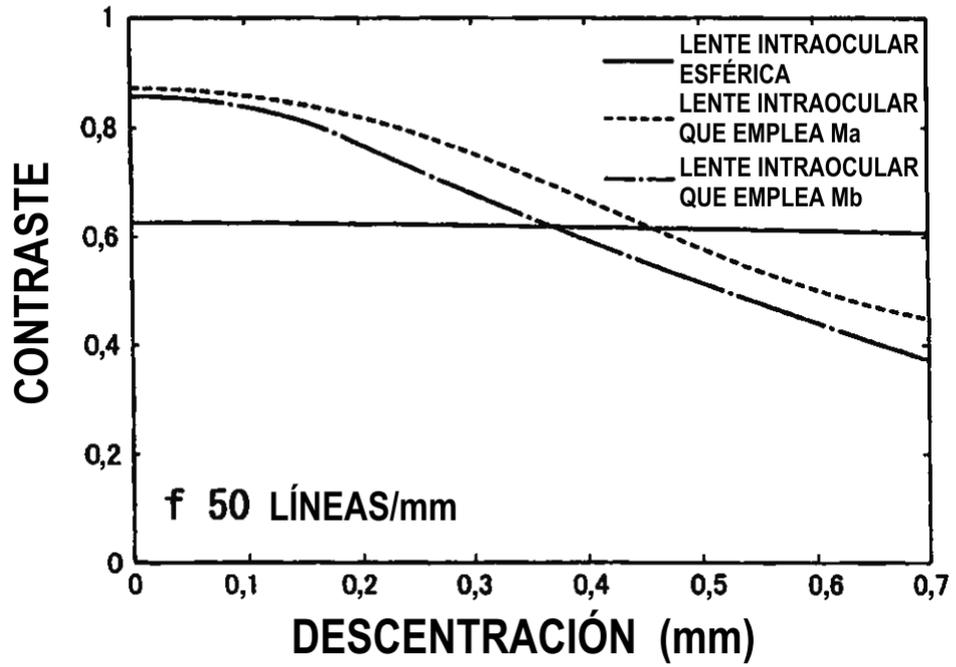


FIG. 24

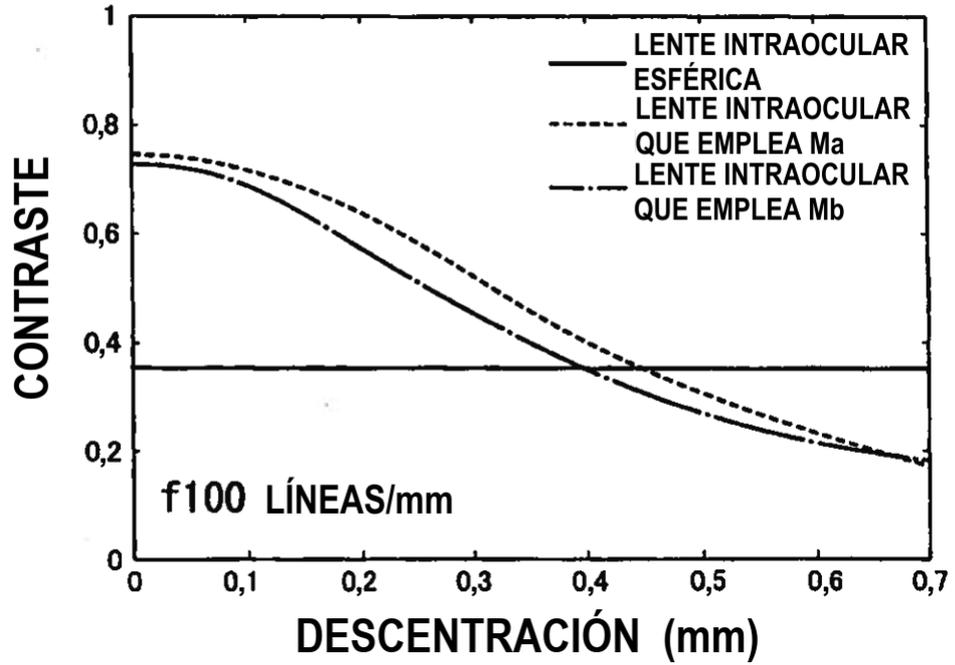
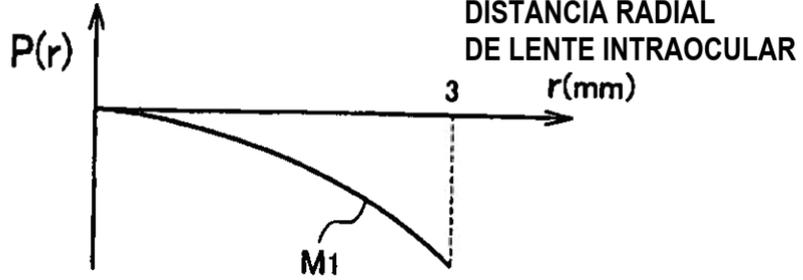
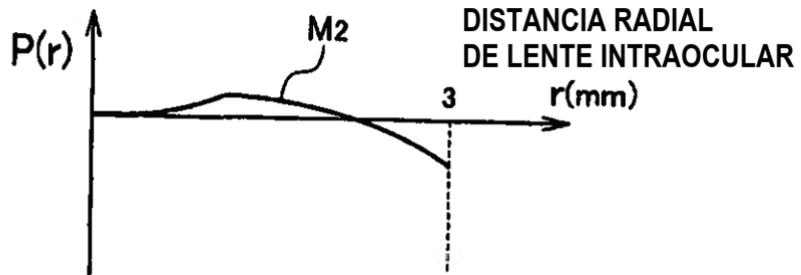


FIG. 25

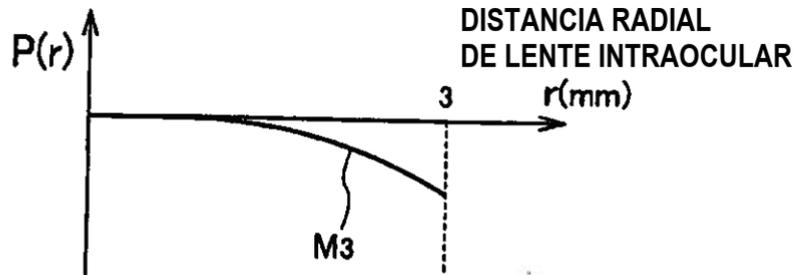
POTENCIA DE LENTE INTRAOCULAR



DISTRIBUCIÓN DE POTENCIA DE LENTE INTRAOCULAR



DISTRIBUCIÓN DE POTENCIA DE LENTE INTRAOCULAR



DISTRIBUCIÓN DE POTENCIA DE LENTE INTRAOCULAR

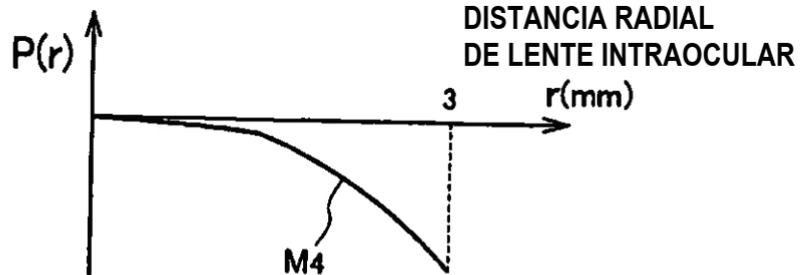


DIAGRAMA EXPLICATIVO DE MODOS DE DISTRIBUCIONES DE POTENCIA DE REFERENCIA

FIG. 26

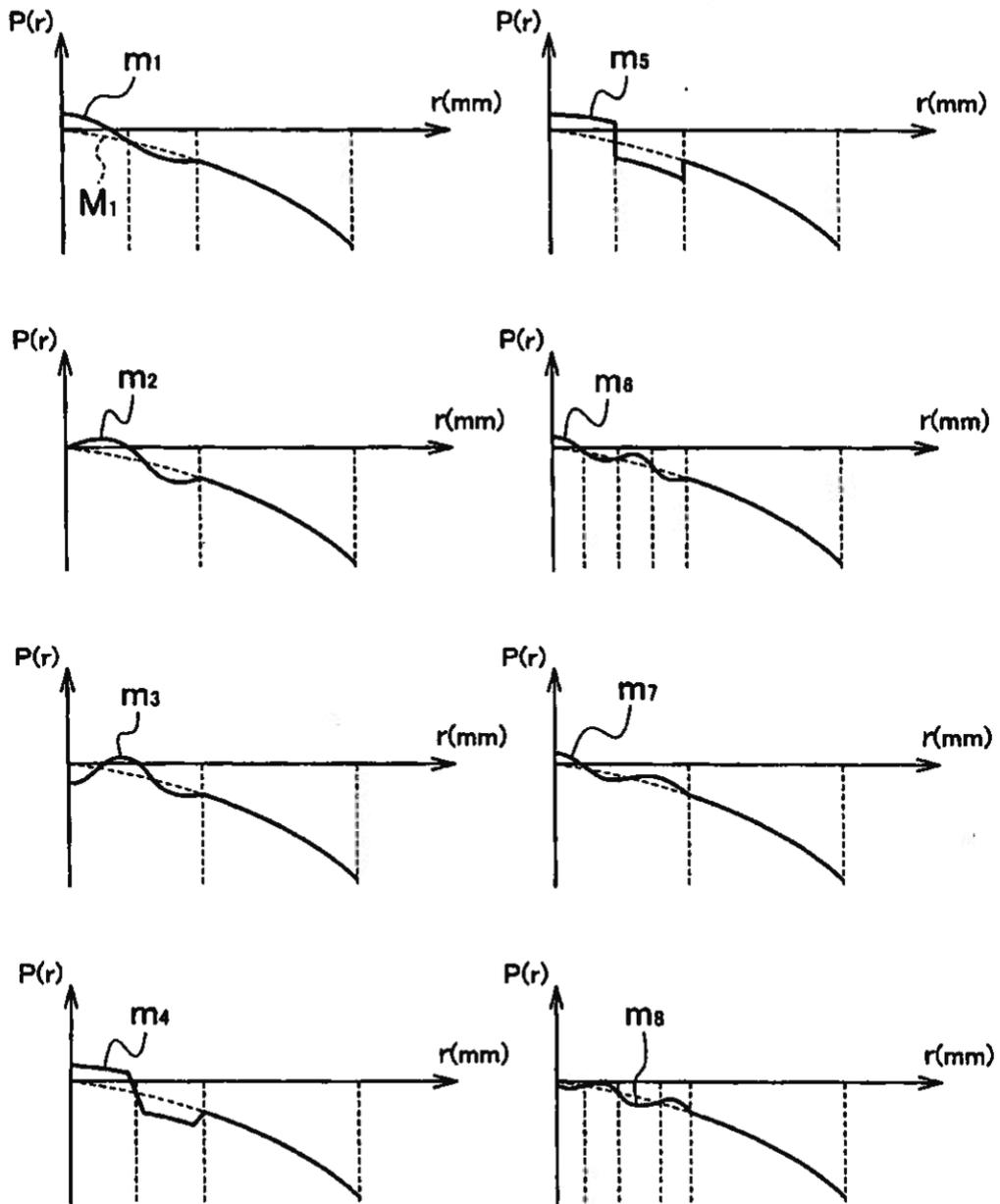


DIAGRAMA QUE MUESTRA LOS MODOS DE MODELOS PARA EL AJUSTE DE DISTRIBUCIÓN DE POTENCIA

FIG. 27

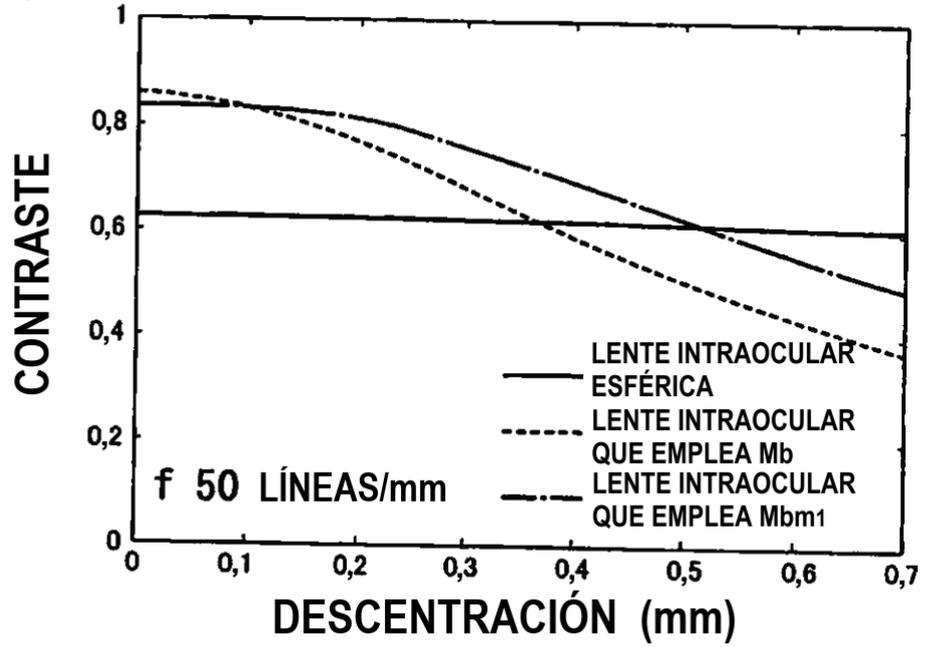


FIG. 28

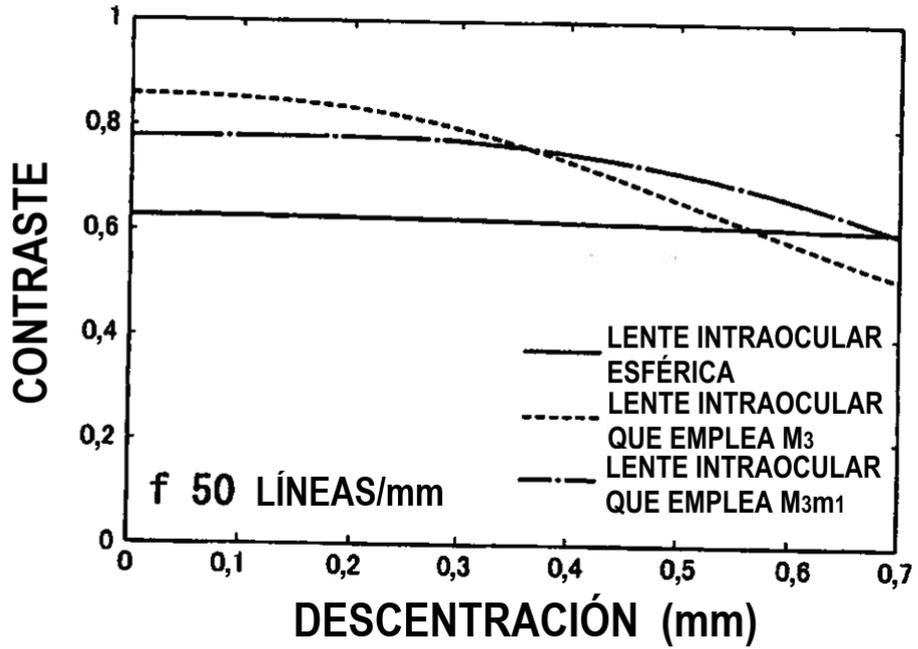


FIG. 29

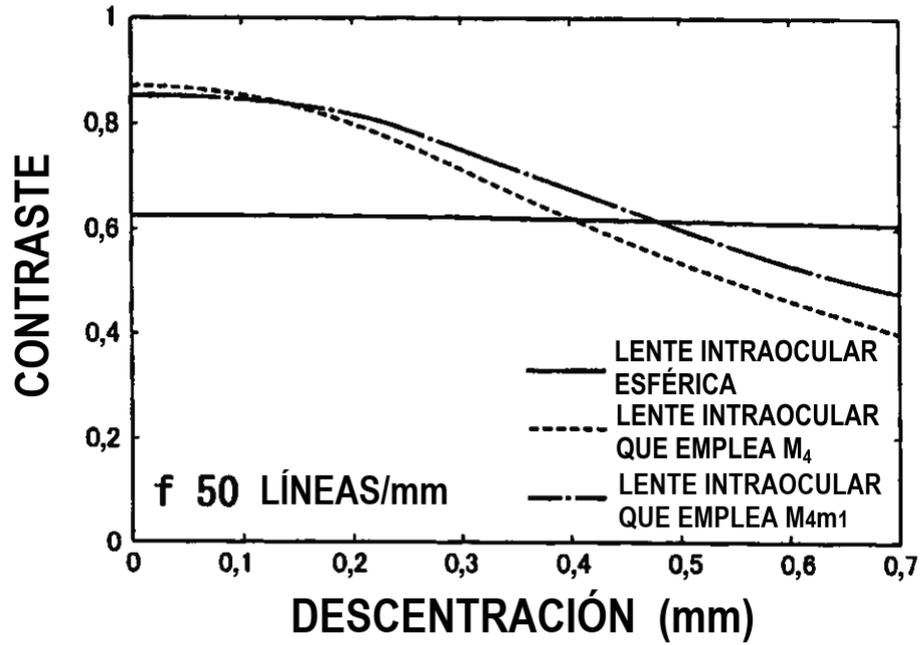


FIG. 30

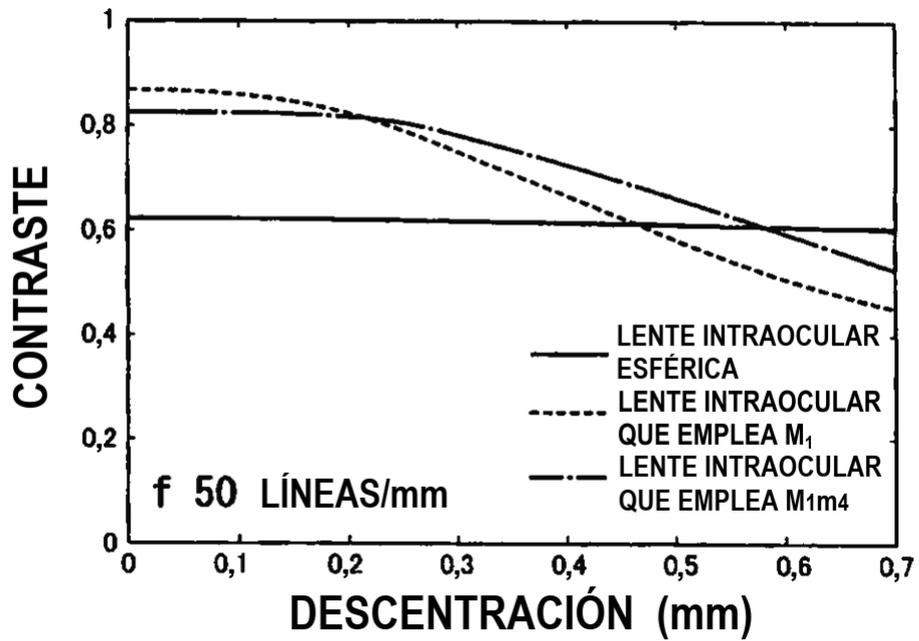


FIG. 31

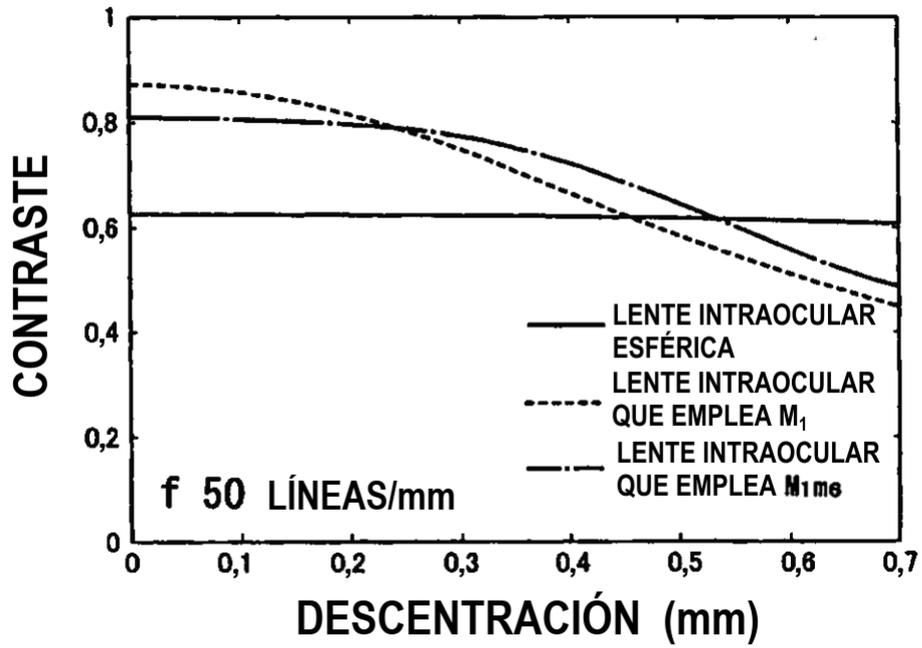


FIG. 32

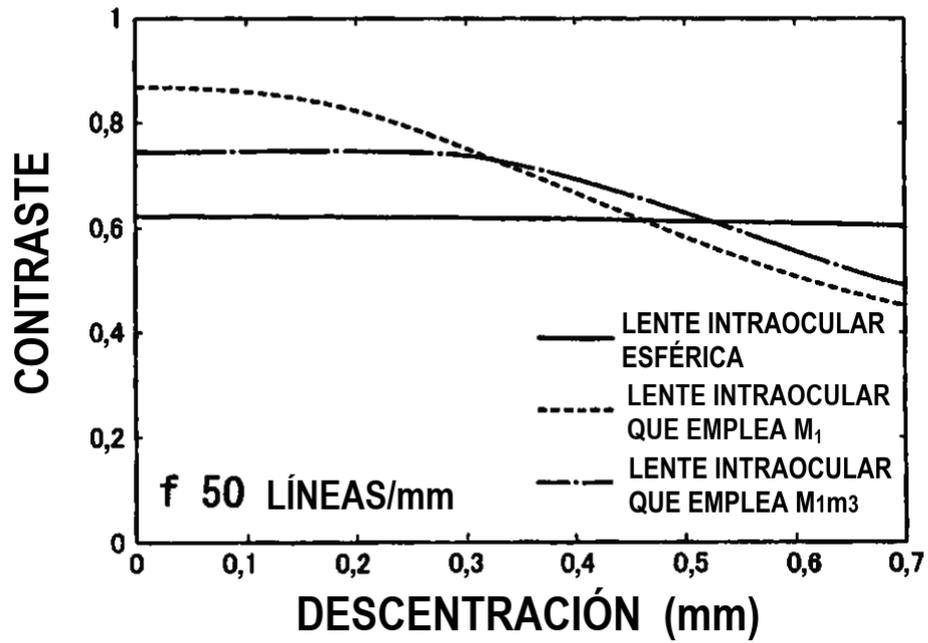


FIG. 33

