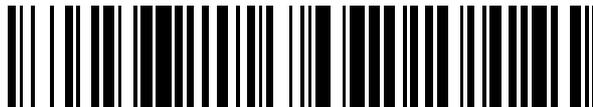


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 670 929**

51 Int. Cl.:

**A61F 2/16**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **12.12.2011 PCT/US2011/064382**

87 Fecha y número de publicación internacional: **21.06.2012 WO12082602**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.12.2011 E 11848086 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.04.2018 EP 2637606**

54 Título: **Lentes ópticas esféricas y sistemas y métodos asociados**

30 Prioridad:

**15.12.2010 US 423475 P**

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

**04.06.2018**

73 Titular/es:

**NOVARTIS AG (100.0%)  
Lichtstrasse 35  
4056 Basel, CH**

72 Inventor/es:

**ANGELOPOULOS, ROBERT y  
VAN NOY, STEPHEN**

74 Agente/Representante:

**LEHMANN NOVO, María Isabel**

**ES 2 670 929 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 ópticas esféricas y sistemas y métodos asociados

**ANTECEDENTES DE LA INVENCION**

5 Esta invención se refiere en general al campo de las lentes ópticas y, más particularmente, al diseño óptico de lentes intraoculares (IOL) y lentes de contacto.

El ojo humano en sus términos más simples funciona para proporcionar visión transmitiendo luz a través de una parte exterior transparente llamada la córnea, y enfocando la imagen por medio de una lente llamada cristalino sobre una retina. La calidad de la imagen enfocada depende de muchos factores incluyendo el tamaño y forma del ojo, y de la transparencia de la córnea y del cristalino.

10 Cuando la edad o la enfermedad hacen que el cristalino resulte menos transparente, la visión se deteriora debido a la luz disminuida que puede ser transmitida a la retina. Esta deficiencia en el cristalino del ojo es médicamente conocida como una catarata. Un tratamiento aceptado para este estado es la retirada quirúrgica del cristalino y el reemplazamiento de la función de la lente por una IOL artificial.

15 La mayoría de los cristalinos con cataratas son retirados mediante una técnica quirúrgica llamada facoemulsión. Durante este procedimiento, se hace una abertura en la cápsula anterior y se inserta una fina punta cortante de facoemulsión en el cristalino enfermo y se hace vibrar ultrasónicamente. La punta cortante vibratoria líquida o emulsiona el cristalino de manera que el cristalino puede ser aspirado fuera del ojo. El cristalino enfermo, una vez retirado, es reemplazado por una IOL artificial. La potencia óptica del cristalino natural puede variar bajo la influencia de los músculos ciliares para proporcionar acomodación para ver objetos a diferentes distancias del ojo. Muchas IOL, sin embargo, proporcionan una potencia monofocal sin previsión para acomodación. Además, algunas IOL compensan las aberraciones corneales incluyendo superficies esféricas que están diseñadas para contrarrestar la asfericidad de la córnea del paciente reduciendo en gran medida, o eliminando todas juntas, las aberraciones totales del ojo. Aunque las IOL fabricadas basándose en estas técnicas pueden aumentar el contraste de imagen, generalmente dan como resultado una disminución en la profundidad de campo del paciente.

20 Por ello, sigue habiendo una necesidad de IOL mejoradas que puedan proporcionar una potencia óptica pseudo-acomodadora con profundidad de campo incrementada de manera que se proporcionen imágenes ópticas nítidas sobre un amplio rango de tamaños de pupila.

Se ha hecho referencia al citado documento WO2005/046527.

Dicho documento describe el preámbulo de la reivindicación 1.

**30 RESUMEN DE LA INVENCION**

La presente exposición proporciona diseños de lente óptica para utilizar con IOL y lentes de contacto.

El alcance de la invención es como se ha definido en las reivindicaciones. Se ha proporcionado un sistema de acuerdo con la reivindicación 1 y un método de acuerdo con la reivindicación 13. Se han proporcionado características opcionales de acuerdo con las reivindicaciones dependientes.

35 En una realización es proporcionada una lente intraocular. La lente intraocular incluye una parte de cuerpo que define una superficie óptica anterior y una superficie óptica posterior opuesta. La lente intraocular es una lente monofocal en algunos casos. La superficie óptica anterior incluye una región central rodeada por una primera región exterior y una segunda región exterior. La región central se extiende radialmente hacia fuera desde un punto central de la parte de cuerpo y tiene un primer perfil de asfericidad. La primera región exterior se extiende radialmente hacia fuera desde la región central y tiene un segundo perfil de asfericidad que es diferente del primer perfil de asfericidad de la región central. Finalmente, la segunda región exterior se extiende radialmente hacia fuera desde la primera región exterior y tiene un tercer perfil de asfericidad que es diferente del segundo perfil de asfericidad de la primera región exterior. En algunos casos, cada una de la región central, la primera región exterior, y la segunda región exterior tienen la misma potencia de base y/o constante cónica.

40 En algunas realizaciones, la primera región exterior comprende un anillo anular que rodea la región central de tal forma que la primera región exterior tiene un límite interior circular definido por una primera distancia desde el punto central (igual al radio del límite exterior de la región central) y un límite exterior circular definido por una segunda distancia desde el punto central. De manera similar, la segunda región exterior puede comprender un anillo anular que rodea la primera región exterior de tal forma que la segunda región exterior tiene un límite interior circular definido por la segunda distancia y un límite exterior circular definido por una tercera distancia desde el punto central. En algunos ejemplos de tales realizaciones, la primera distancia es entre aproximadamente 1,0 mm y aproximadamente 2,0 mm, la segunda distancia es de entre aproximadamente 1,5 mm y aproximadamente 2,5 mm, y la tercera distancia es de entre aproximadamente 2,5 mm y aproximadamente 3,5 mm. A este respecto, en algunas realizaciones el límite exterior circular de la segunda

región exterior es un límite exterior de la lente intraocular. En otras realizaciones, la lente incluye una o más regiones exteriores adicionales que se extienden radialmente hacia fuera desde la segunda región exterior. En tales realizaciones, la uno o más regiones exteriores adicionales tienen un perfil de asfericidad que es diferente de al menos las regiones adyacentes.

5 En algunas realizaciones, cada uno del primer perfil de asfericidad, del segundo perfil de asfericidad, y del tercer perfil de asfericidad están definidos por la misma ecuación. En una realización, los perfiles de asfericidad son definidos por la

siguiente ecuación: 
$$S_{a,g} = \frac{c^2 r^2}{1 + \sqrt{1 - (1+k)c^2 r^2}} + \alpha_2 r^4 + \alpha_3 r^6$$
, donde c, k,  $\alpha_2$  y  $\alpha_3$  son constantes y r es un radio desde el punto central. En algunos casos, las constantes c y k tienen el mismo valor para cada uno del primer, segundo y tercer perfiles de asfericidad. En algunos casos, cada uno de  $\alpha_2$  y  $\alpha_3$  tiene un valor diferente para cada uno del primer, segundo y tercer perfiles de asfericidad. El perfil de asfericidad total de la lente intraocular definido por las regiones proporciona diferentes profundidades focales para diferentes tamaños de pupila. El resultado es una lente intraocular que proporciona una profundidad focal incrementada o pseudo-acomodación mientras mantiene la potencia óptica y el rendimiento deseados.

15 En otra realización, se ha proporcionado un método de fabricación de una lente óptica. El método incluye conformar una región central, una primera región exterior, y una segunda región exterior de una superficie anterior de una lente óptica. A ese respecto, la región central se extiende radialmente hacia fuera desde un punto central de la lente en una primera distancia de tal modo que la región central tiene un límite exterior circular, mientras que la primera región exterior se extiende radialmente hacia fuera desde la región central de tal modo que un límite interior de la primera región exterior es definido por el límite exterior circular de la región central y un límite exterior de la primera región exterior es definido por una segunda distancia mayor que la primera distancia de tal modo que la primera región exterior es concéntrica con la región central. De manera similar, la segunda región exterior se extiende radialmente hacia fuera desde la primera región exterior de tal modo que un límite interior de la segunda región exterior es definido por el límite exterior de la primera región exterior y un límite exterior de la segunda región exterior es definido por una tercera distancia mayor que la segunda distancia de tal modo que la segunda región exterior es concéntrica con la primera región exterior y la región central.

25 La región central está conformada para tener un primer perfil de asfericidad; la primera región exterior está conformada para tener un segundo perfil de asfericidad diferente del primer perfil de asfericidad; y la segunda región exterior de la superficie anterior para tener un tercer perfil de asfericidad diferente del segundo perfil de asfericidad. Los perfiles de asfericidad diferentes proporcionan profundidades focales diferentes para diferentes tamaños de pupila. La lente óptica resultante proporciona una profundidad focal total incrementada o pseudo-acomodación al tiempo que mantiene la potencia óptica y el rendimiento deseados. En algunos casos, cada una de la región central, de la primera región exterior, y de la segunda región exterior están conformada de tal manera que la región central, la primera región exterior, y la segunda región exterior tienen la misma potencia base y la misma constante cónica. En algunos casos, el método incluye también conformar una superficie posterior de la lente óptica para tener un perfil esférico. En otras realizaciones, el método incluye conformar una superficie posterior de la lente óptica para tener un perfil tórico.

35 En otra realización, se ha proporcionado una lente óptica. La lente óptica incluye una parte de cuerpo que define una superficie óptica anterior y una superficie óptica posterior opuesta. La superficie óptica anterior incluye una región central que se extiende radialmente hacia fuera desde un punto central de la lente en una primera distancia de tal modo que la región central tiene un límite exterior circular, un anillo anular que se extiende radialmente hacia fuera y concéntrico con la región central, y una región exterior y se extiende radialmente hacia fuera y concéntrica con el anillo anular. La región central tiene un primer perfil de asfericidad, el anillo anular tiene un segundo perfil de asfericidad diferente del primer perfil de asfericidad, y la región exterior tiene un tercer perfil de asfericidad diferente del segundo perfil de asfericidad. En algunos casos, la región central, el anillo anular, y la región exterior tienen potencia base y constantes cónicas equivalentes. En algunas realizaciones, la superficie óptica posterior tiene un perfil seleccionado del grupo que consiste de un perfil esférico y un perfil tórico.

40 La presente exposición proporciona diseños de lente óptica que varían la cantidad de asfericidad a través de diferentes regiones de una superficie óptica para proporcionar diferentes profundidades focales para diferentes tamaños de pupila. Los perfiles de asfericidad variables en las diferentes regiones dan como resultado una lente óptica que proporciona calidad en la visión de lejos al tiempo que proporciona un incremento de profundidad focal para una visión de cerca mejorada. A este respecto, los perfiles de asfericidad pueden ser variados para proporcionar hasta tres dioptrías de profundidad focal incrementada o pseudo-acomodación en una óptica estacionaria.

Otros aspectos, características, y ventajas de la presente exposición resultarán evidentes a partir de la siguiente descripción detallada.

#### BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

55 Se describirán realizaciones ilustrativas de la presente exposición con referencia a los dibujos adjuntos, de los que:

La fig. 1 es una vista lateral en sección transversal diagramática de un ojo con una lente intraocular implantada de

acuerdo con un aspecto de la presente exposición.

La fig. 2 es una vista frontal de la lente intraocular de la fig. 1.

La fig. 3 es una gráfica que ilustra un perfil de superficie anterior de la lente intraocular de las figs. 1 y 2 de acuerdo con una realización ejemplar de la presente exposición.

5 La fig. 4 es un gráfico de MTF para la lente intraocular de las figs. 1-3 con respecto a un diámetro de pupila de entrada (EPD) de 6,0 mm.

La fig. 5 es un gráfico de MTF para la lente intraocular de las figs. 1-3 similar al de la fig. 4 pero que ilustra un gráfico de MTF con respecto a un diámetro de pupila de entrada (EPD) de 2,0 mm.

10 La fig. 6 es un gráfico de MTF para la lente intraocular de las figs. 1-3 similar al de las figs. 4 y 5, pero que ilustra un gráfico de MTF con respecto a un diámetro de pupila de entrada (EPD) de 1,5 mm.

La fig. 7 es una gráfica que ilustra la MTF a través del foco para la lente intraocular de las figs. 1-3 a 100 lp/mm (equivalente a visión de 20/20).

La fig. 8 es un gráfico que ilustra la MTF a través del foco para la lente intraocular de las figs. 1-3 similar al de la fig. 7, pero a 50 lp/mm (equivalente a visión de 20/40).

15 La fig. 9 es un gráfico que ilustra la MTF a través del foco para una lente intraocular a 100 lp/mm (equivalente a visión de 20/20), similar al de la fig. 7 pero para una lente intraocular con una superficie óptica esférica estándar.

#### DESCRIPCIÓN DETALLADA

Con el propósito de promover una comprensión de los principios de la presente exposición se hará referencia a continuación a las realizaciones ilustradas en los dibujos, y se utilizará un lenguaje específico para describir las mismas.

20 Se comprenderá sin embargo que no se pretende limitar el alcance de la exposición. Cualesquiera alteraciones y modificaciones adicionales a los dispositivos, instrumentos, métodos descritos, y cualquier aplicación adicional de los principios de la presente invención son contempladas totalmente como se le ocurriría normalmente a un experto en la técnica a la que se refiere la exposición. En particular, se ha contemplado completamente que las características, componentes, y/u operaciones descritas con respecto a una realización pueden ser combinados con las características, componentes, y/u operaciones descritos con respecto a otras realizaciones de la presente exposición.

25 Como cuestión inicial, la siguiente descripción tratará aspectos de la presente exposición en el contexto de una lente intraocular. Sin embargo esto es con objeto de claridad y brevedad y de ningún modo para limitar la aplicación de la presente exposición a cualquier tipo de lente particular. En vez de ello, se comprende que los aspectos de la presente exposición tratados a continuación en el contexto de lentes intraoculares son igualmente aplicables a otras lentes ópticas utilizadas para mejorar la visión de un paciente. A este respecto, los aspectos de diseño óptico asférico descritos en este documento con respecto a lentes intraoculares son incorporados similarmente a lentes de contacto en algunos casos. Por consiguiente, los diseños ópticos asféricos de la presente exposición se comprende que tienen amplia aplicación a distintos tipos de lentes como sería entendido por un experto en la técnica.

30 Con referencia a la fig. 1, se ha mostrado en ella una disposición 100 que ilustra aspectos de la presente exposición. A este respecto, la fig. 1 es una vista lateral en sección transversal diagramática de un ojo 102. El ojo 102 incluye una córnea 104, una cámara anterior 106, y una cámara posterior 108. Una bolsa capsular 110 está ilustrada en la cámara posterior 108. El ojo 102 incluye además una retina 112, que incluye la mácula 114 y la fovea 116. Una lente intraocular 120 es implantada en la cámara posterior 108. En particular, la lente intraocular 120 es implantada dentro de la bolsa capsular 110. La lente intraocular 120 incluye una superficie óptica anterior 122 y una superficie óptica posterior 124. Las superficies ópticas anterior y posterior 122 y 124 definen una lente monofocal. Por consiguiente, con la lente intraocular 120 no se divide la energía entre dos focos. Como se describirá con mayor detalle a continuación, en algunas realizaciones la superficie óptica anterior 122 es asférica, mientras que la superficie óptica posterior 124 es esférica o tórica.

35 Con referencia ahora a la fig. 2, se ha mostrado en ella una vista frontal de la lente intraocular 120. En particular, se ha mostrado la superficie óptica anterior 122 de la lente intraocular 120. A este respecto, la superficie óptica anterior 122 incluye tres regiones 126, 128, y 130 que se extienden alrededor de un punto central 132. Como se ha mostrado, cada una de las regiones 126, 128, y 130 tiene un perfil generalmente circular cuando es vista de frente. La región 126 está definida por un radio 134 que se extiende desde el punto central 132. Generalmente, el rayo 134 es de entre aproximadamente 0,01 mm y aproximadamente 1,8 mm, y, en algunos casos, es de entre aproximadamente 0,25 mm y aproximadamente 1,5 mm. La región 128 se extiende radialmente hacia fuera desde la región 126. Por consiguiente, el límite interior de la región 128 está definido por el radio 134 mientras el límite exterior de la región 128 está definido por el radio 136. Generalmente, el radio 136 es de entre aproximadamente 0,02 mm y aproximadamente 2,5 mm y, en algunos casos, es de entre aproximadamente 0,5 mm y aproximadamente 2,0 mm. Por consiguiente, la región 128 tiene un grosor radial 138 que se extiende entre su límite inferior y su límite exterior. Generalmente, el grosor radial 138 es de

entre aproximadamente 0,01 mm y aproximadamente 1,75 mm. Finalmente, la región 130 se extiende radialmente hacia fuera desde la región 138. Por consiguiente, el límite interior de la región 130 está definido por el radio 136 mientras el límite exterior de la región 130 está definido por el radio 140. El radio 140 define el semi-diámetro óptico y oscila generalmente desde aproximadamente 2,5 mm a aproximadamente 3,0 mm. Por consiguiente, la región 130 tiene un grosor radial 142 que se extiende entre su límite interior y su límite exterior. Generalmente, el grosor radial 142 es de entre aproximadamente 0,01 mm y aproximadamente 3,0 mm.

Como se describirá en mayor detalle a continuación, la región 126 tiene un primer perfil de asfericidad, la región 128 tiene un segundo perfil de asfericidad, que es diferente del perfil de asfericidad de la región 126, y la región 130 tiene un tercer perfil de asfericidad que es diferente del perfil de asfericidad de la región 128. En algunos casos, el perfil de asfericidad de la región 130 es también diferente del perfil de asfericidad de la región 126 de tal forma que cada región de la superficie óptica anterior 122 tiene un perfil de asfericidad diferente. Sin embargo, las regiones 126, 128, y 130 tiene la misma potencia base y constante cónica. El perfil total de asfericidad de la superficie óptica anterior 122 definido por las regiones 126, 128, y 130 proporciona diferentes profundidades focales para diferentes tamaños de pupila. El resultado es que la lente intraocular 120 proporciona una profundidad focal incrementada o pseudo-acomodación al tiempo que mantiene la potencia óptica y el rendimiento deseados.

Los perfiles de asfericidad de cada una de las regiones 126, 128, y 130 están definidos por la misma ecuación, específicamente

$$Sag = \frac{cr^2}{1 + \sqrt{1 - (1+k)c^2r^2}} + \alpha_2r^4 + \alpha_3r^6$$

(Ecuación 1)

donde c, k,  $\alpha_2$  y  $\alpha_3$  son constantes y r es un radio desde el punto central 132 de la superficie óptica anterior 122. El parámetro c tiene el mismo valor para calcular los perfiles de asfericidad para cada una de las regiones 126, 128, 130. Similarmente, en algunas realizaciones k tiene el mismo valor para calcular los perfiles de asfericidad para cada una de las regiones 126, 128, y 130. Consecuentemente, en algunos casos tanto c como k mantienen el mismo valor a través de cada una de las regiones 126, 128, y 130 para calcular los perfiles de asfericidad. Por otro lado, en algunas realizaciones  $\alpha_2$  tiene un valor diferente para calcular los perfiles de asfericidad para cada una de las regiones 126, 128, y 130. También en algunos casos  $\alpha_3$  tiene un valor diferente para calcular los perfiles de asfericidad para cada una de las regiones 126, 128, 130. Por consiguiente, en algunos casos tanto  $\alpha_2$  como  $\alpha_3$  tienen valores variables a través de las regiones 126, 128, y 130 para calcular los perfiles de asfericidad. Así, en algunos casos particulares c y k mantienen el mismo valor a través de cada una de las regiones 126, 128, y 130, mientras que los valores de  $\alpha_2$  y  $\alpha_3$  varían a través de las regiones 126, 128, y 130 para calcular los perfiles de asfericidad.

Con referencia ahora a la fig. 3, se ha mostrado en ella una gráfica que ilustra el perfil superficial de asfericidad de la superficie óptica anterior 122 de acuerdo con una realización ejemplar de la presente exposición. En particular, la gráfica de la fig. 3 representa la desviación superficial desde el vértice de la superficie óptica (en milímetros) en comparación con el semi-diámetro o radio de la superficie óptica (en mm). Como se ha mostrado, la gráfica ilustra los perfiles de asfericidad para cada una de las regiones 126, 128, y 130. En la realización ilustrada los perfiles de asfericidad para cada una de las regiones 126, 128, y 130 son calculados utilizando la Ecuación 1 anterior. A este respecto, para la región 126, donde r tiene valores de entre 0,0 mm y 1,5 mm, se han utilizado los siguientes valores constantes:  $1/c = 18,990$ ,  $k = -3,159$ ,  $\alpha_2 = 6,034E-05$ , y  $\alpha_3 = 1,164E-05$ . Para la región 128, donde r tiene valores de entre 1,5 mm y 2,0 mm, se han utilizado los siguientes valores de constantes:  $1/c = 18,990$ ,  $k = -3,159$ ,  $\alpha_2 = 1,930E-04$ , y  $\alpha_3 = -1,527E-04$ . Finalmente para la región 130, donde r tiene valores de entre 2,0 mm y 3,0 mm, se han utilizado los siguientes valores de constantes:  $1/c = 18,990$ ,  $k = -3,159$ ,  $\alpha_2 = -4,680E-04$ , y  $\alpha_3 = 3,541E-06$ .

En algunos casos, los valores específicos para los coeficientes  $\alpha_2$  y  $\alpha_3$  son seleccionados basándose en objetivos establecidos dentro de una función de mérito. A este respecto, en algunas realizaciones los objetivos especifican la magnitud de la profundidad focal deseada. Basándose en los objetivos deseados la función de mérito variará los coeficientes  $\alpha_2$  y  $\alpha_3$  hasta que son optimizados de tal manera que la función de mérito es minimizada. Tal optimización proporciona un diseño que hace corresponder mejor la entrada de los parámetros de rendimiento objetivo a la función de mérito.

Con referencia ahora a las figs. 4-6, se han mostrado en ellas gráficos de una función de transferencia de modulación (MTF) para la lente intraocular 120 a distintos diámetros de pupila de entrada. En particular, los gráficos MTF representan el módulo de la función de transferencia óptica (OTF) con relación a una frecuencia espacial (en ciclos por mm). Además, cada gráfico MTF representa los cálculos reales con relación a la lente intraocular 120 a límites teóricos correspondientes de dicha lente. La fig. 4 es un gráfico de MTF para la lente intraocular 120 con respecto a un diámetro de pupila de entrada (EPD) de 6,0 mm. La fig. 5 es un gráfico de MTF para la lente intraocular 120 con respecto a un diámetro de pupila de entrada (EPD) de 2,0 mm. Finalmente, la fig. 6 es un gráfico de MTF para la lente intraocular 120 con respecto a un diámetro de pupila de entrada (EPD) de 1,5 mm. Estos gráficos de MTF son calculados con la inclusión de la

totalidad de las tres regiones 126, 128, y 130 de la lente intraocular 120. Como se ha mostrado en los gráficos de MTF de las figs. 4-6, los perfiles asféricos de regiones 126, 128, y 130 tienen un impacto mínimo sobre el rendimiento óptico total de la lente intraocular. A este respecto, la lente intraocular 120 proporciona una visión de lejos de calidad y, como se ha descrito más adelante con respecto a las figs. 7 y 8, también proporciona una profundidad focal incrementada para una visión de cerca mejorada.

Con referencia ahora a las figs. 7 y 8, se han mostrado en ellas gráficas que ilustran la MTF del foco pasante para la lente intraocular 120 a diferentes pares de líneas por milímetro (lp/mm) para cada una de las regiones 126, 128, y 130. En particular, la fig. 7 es una gráfica que ilustra la MTF de foco pasante para la lente intraocular 120 a 100 lp/mm, que es equivalente a una visión de 20/20, para la región 130 (6,0 mm), región 128 (2,0 mm), y región 126 (1,5 mm). La fig. 8 es una gráfica que ilustra la MTF de foco pasante para la lente intraocular 120 a 50 lp/mm, que es equivalente a una visión de 20/40, para la región 130 (6,0 mm), región 128 (2,0 mm) y región 126 (1,5 mm).

Con referencia más específicamente a la fig. 7, como se ha mostrado, para la región 130 en visión de 20/20 no hay desplazamiento miope a una MTF muy alta, lo que da como resultado un foco pasante estrecho que proporciona visión de lejos de calidad en tamaños de pupila grandes. Para la región 128 en visión de 20/20, hay un desplazamiento miope que introduce aproximadamente 0,4 dioptrías de potencia incrementada con un foco pasante más amplio. Finalmente, para la región 126 en visión 20/20, hay un desplazamiento miope que introduce aproximadamente 0,6 dioptrías de potencia incrementada con un foco pasante aún más amplio en comparación con la región uniforme 128. Como se ha mostrado, incluso con la potencia incrementada proporcionada por los perfiles ópticos de las regiones 126 y 128, esas regiones mantienen una MTF relativamente elevada para visión de lejos de calidad. Por consiguiente, en el equivalente de visión de 20/20 la lente intraocular 120 proporciona una profundidad focal incrementada para una visión de cerca mejorada al tiempo que mantiene la mejora deseada en la visión de lejos. En algunos casos, los perfiles de asfericidad de la región 126 y/o de la región 128 proporcionan hasta tres dioptrías de profundidad focal incrementada.

Con referencia ahora a la fig. 8, como se ha mostrado, para la región 130 en visión de 20/40 no hay desplazamiento miope ni una MTF muy alta, lo que da como resultado un conjunto pasante estrecho que proporciona visión de lejos de calidad en tamaños de pupila grandes. Para la región 128 en visión 20/40, hay un desplazamiento miope que introduce aproximadamente 0,35 dioptrías de potencia incrementada con un foco pasante más amplio. Finalmente, para la región 126 en visión 20/40, hay un desplazamiento miope que introduce aproximadamente 0,55 dioptrías de potencia incrementada con un foco pasante aún más amplio en comparación con la región uniforme 128. Como se ha mostrado, incluso con la potencia incrementada proporcionada por los perfiles ópticos de las regiones 126 y 128, esas regiones mantienen una MTF relativamente alta para visión de lejos de calidad. Por consiguiente, en el equivalente de visión de 20/40 la lente intraocular 120 proporciona una profundidad focal incrementada para una visión de cerca mejorada al tiempo que mantiene la mejora deseada en visión de lejos. En algunos casos, los perfiles de asfericidad de la región 126 y/o de la región 128 proporcionan hasta tres dioptrías de profundidad focal incrementada.

Con referencia ahora a la fig. 9, se ha mostrado en ella una gráfica que ilustra la MTF de foco pasante para una lente intraocular con una superficie esférica estándar en lugar de los diseños asféricos de la presente exposición. En particular, la fig. 9 es una gráfica que ilustra la MTF del foco pasante para tal lente intraocular esférica a 100 lp/mm, que es equivalente a una visión de 20/20. Como se ha mostrado, cuando el mejor foco de la lente está ajustado para diámetros de pupila mayores (por ejemplo 5 mm) y el tamaño de la pupila es reducido, entonces el foco se desplaza al lado hipermetrópe. Esto es un resultado de la aberración esférica positiva en una lente esférica estándar. En contraste, los perfiles de asfericidad de las diferentes regiones de las lentes intraoculares de la presente exposición aumentan la profundidad focal para una visión de cerca mejorada al tiempo que mantienen la mejora deseada en visión de lejos.

Aunque la superficie óptica anterior 122 de la lente intraocular 120 ha sido descrita como con tres regiones con perfiles de asfericidad variables, en otras realizaciones la superficie óptica anterior incluye menos regiones (es decir, dos regiones) o más regiones (por ejemplo, cuatro, cinco, seis, siete, ocho o más regiones). En general, independientemente del número de regiones, cada una de las regiones tiene un perfil de asfericidad que es diferente de al menos los perfiles de asfericidad de las regiones adyacentes. Además, mientras las regiones 126, 128, y 130 de la superficie óptica anterior 122 han sido descritas como regiones separadas y distintas con perfiles de asfericidad totalmente separados, se comprende que en algunas realizaciones hay un área de transición que une regiones adyacentes para facilitar una transición suave entre los diferentes perfiles de asfericidad. A este respecto, en algunos casos el área de transición tiene un perfil de asfericidad que es definido por una combinación de los perfiles de asfericidad de las regiones adyacentes.

Generalmente, las lentes intraoculares de la presente exposición pueden ser formadas de cualquier material de lente biocompatible adecuado. Por ejemplo, en algunos casos las lentes son formadas de un polímero acrílico blando (por ejemplo, un material utilizado para formar lentes comercialmente disponibles vendidas por Alcon bajo la marca registrada Acrysof®). Las lentes intraoculares de la presente exposición pueden ser formadas de los materiales descritos en la Patente de los EE.UU N° 6.416.550. En algunos casos, las lentes intraoculares son plegables para facilitar la inserción utilizando técnicas quirúrgicas mínimamente invasivas. En particular, las lentes intraoculares pueden estar configuradas para ser insertadas a través de una incisión que tiene una longitud menor de 4,0 mm y, en algunos casos, menor de 3,5 mm. Además, se ha comprendido que en algunas realizaciones las lentes intraoculares incluirán hápticas (no mostradas) para facilitar el posicionamiento apropiado de la lente intraocular dentro del ojo. En algunas realizaciones, las lentes intraoculares están configuradas para interconectar con un anillo intraocular.

Aunque se han mostrado y descrito realizaciones ilustrativas, se ha contemplado un amplio rango de modificación, cambio, y sustitución en la exposición anterior. Se comprende que tales variaciones pueden ser hechas siempre que la realización resultante caiga dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas.

**REIVINDICACIONES**

1 Una lente intraocular (120), que comprende:

una parte de cuerpo que define una superficie óptica anterior (122) y una superficie óptica posterior (124) opuesta, incluyendo la superficie óptica anterior (122):

5 una región central (126) que se extiende radialmente hacia fuera desde un punto central de la parte de cuerpo en una cierta distancia, teniendo la región central un primer perfil de asfericidad,

una primera región exterior (128) que se extiende radialmente hacia fuera desde la región central, teniendo la primera región exterior un segundo perfil de asfericidad que es diferente del primer perfil de asfericidad, y

10 una segunda región exterior (130) que se extiende radialmente hacia fuera desde la primera región exterior, teniendo la segunda región exterior un tercer perfil de asfericidad que es diferente del segundo perfil de asfericidad,

en donde cada uno del primer perfil de asfericidad, del segundo perfil de asfericidad, y del tercer perfil de asfericidad están definidos por la siguiente ecuación:

$$Sag = \frac{cr^2}{1 + \sqrt{1 - (1+k)c^2r^2}} + \alpha_2r^4 + \alpha_3r^6$$

donde c, k,  $\alpha_2$  y  $\alpha_3$  son constantes y r es un radio desde el punto central; y caracterizada por que:

15 c tiene el mismo valor para cada uno del primer, segundo y tercer perfiles de asfericidad.

2. La lente según la reivindicación 1, en donde cada una de la región central (126), de la primera región exterior (128) y de la segunda región exterior (130) tienen la misma constante cónica.

20 3. La lente según la reivindicación 2, en donde la primera región exterior (128) comprende un anillo anular que rodea la región central de tal forma que la primera región exterior tiene un límite interior circular definido por la primera distancia y un límite exterior circular definido por una segunda distancia desde el punto central.

4. La lente según la reivindicación 3, en donde la segunda región exterior (130) comprende un anillo anular que rodea la primera región exterior de tal forma que la segunda región exterior tiene un límite interior circular definido por la segunda distancia y un límite exterior circular definido por una tercera distancia desde el punto central.

25 5. La lente según la reivindicación 4, en donde la primera distancia es de entre aproximadamente 0,25 mm y aproximadamente 2,0 mm.

6. La lente según la reivindicación 5, en donde la segunda distancia es de entre aproximadamente 0,5 mm y aproximadamente 2,5 mm.

7. La lente según la reivindicación 6, en donde la tercera distancia es de entre aproximadamente 2,5 mm y aproximadamente 3,0 mm.

30 8. La lente según la reivindicación 7, en donde el límite exterior circular de la segunda región exterior es un límite exterior de la parte de cuerpo.

9. La lente según la reivindicación 2, que comprende además una tercera región exterior que se extiende radialmente hacia fuera desde la segunda región exterior, teniendo la tercera región exterior un cuarto perfil de asfericidad que es diferente del tercer perfil de asfericidad.

35 10. La lente según la reivindicación 1, en la que k tiene el mismo valor para cada uno del primer, segundo, y tercer perfiles de asfericidad, en donde  $\alpha_2$  tiene un valor diferente para cada uno del primer, segundo, y tercer perfiles de asfericidad, y en donde  $\alpha_3$  tiene un valor diferente para cada uno del primer, segundo, y tercer perfiles de asfericidad.

40 11. La lente según la reivindicación 10, en donde  $1/c = 18,990$ , en donde  $k = -3,159$ , en donde  $\alpha_2 = 6,034E-05$ , para el primer perfil de asfericidad, en donde  $\alpha_2 = 1,930E-04$  para el segundo perfil de asfericidad, en donde  $\alpha_2 = -4,680E-04$  para el tercer perfil de asfericidad, en donde  $\alpha_3 = 1,164E-05$  para el primer perfil de asfericidad, en donde  $\alpha_3 = -1,527E-04$  para el segundo perfil de asfericidad, y en donde  $\alpha_3 = 3,541E-06$  para el tercer perfil de asfericidad.

12. Un método, que comprende:

45 conformar una región central (126) de una superficie anterior (122) de una lente óptica (120) para tener un primer perfil de asfericidad, extendiéndose la región central radialmente hacia fuera desde un punto central de la lente en una primera distancia de tal modo que la región central tenga un límite exterior circular;

5 conformar una primera región exterior (128) de la superficie anterior (122) para tener un segundo perfil de asfericidad diferente del primer perfil de asfericidad, extendiéndose la primera región exterior radialmente hacia fuera desde la región central de tal forma que un límite interior de la primera región exterior es definido por la primera distancia y un límite exterior de la primera región exterior es definido por una segunda distancia mayor que la primera distancia de tal modo que la primera región exterior es concéntrica con la región central;

10 conformar una segunda región exterior (130) de la superficie anterior (122) para tener un tercer perfil de asfericidad diferente del segundo perfil de asfericidad extendiéndose la segunda región exterior radialmente hacia fuera desde la primera región exterior de tal modo que un límite interior de la segunda región exterior es definido por la segunda distancia y un límite exterior de la segunda región exterior es definido por una tercera distancia mayor que la segunda distancia de tal modo que la segunda región exterior es concéntrica con la primera región exterior y la región central,

en donde cada uno del primer perfil de asfericidad, del segundo perfil de asfericidad, y del tercer perfil de asfericidad están definidos por la siguiente ecuación:

$$Sag = \frac{cr^2}{1 + \sqrt{1 - (1+k)c^2r^2}} + \alpha_2r^4 + \alpha_3r^6$$

15 donde c, k,  $\alpha_2$  y  $\alpha_3$  son constantes y r es un radio desde el punto central; y

en donde c tiene el mismo valor para cada uno del primer, segundo y tercer perfiles de asfericidad.

13. El método según la reivindicación 12, en el que cada una de la región central (126), de la primera región exterior (128), y de la segunda región exterior (130) está conformada de tal manera que la región central, la primera región exterior, y la segunda región exterior tienen la misma potencia base y la misma constante cónica.

20 14. El método según la reivindicación 13, que comprende además conformar una superficie posterior (124) de la lente óptica (120) para tener un perfil esférico o tener un perfil tórico.

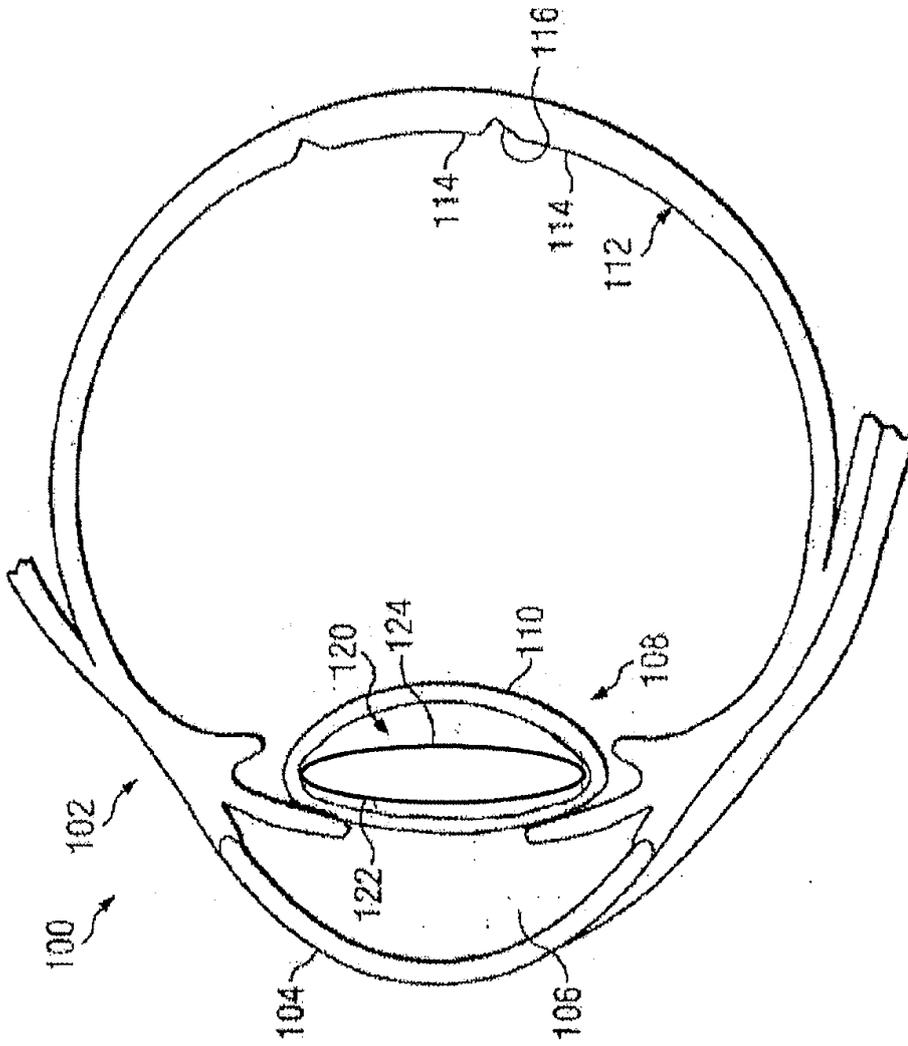


Fig. 1

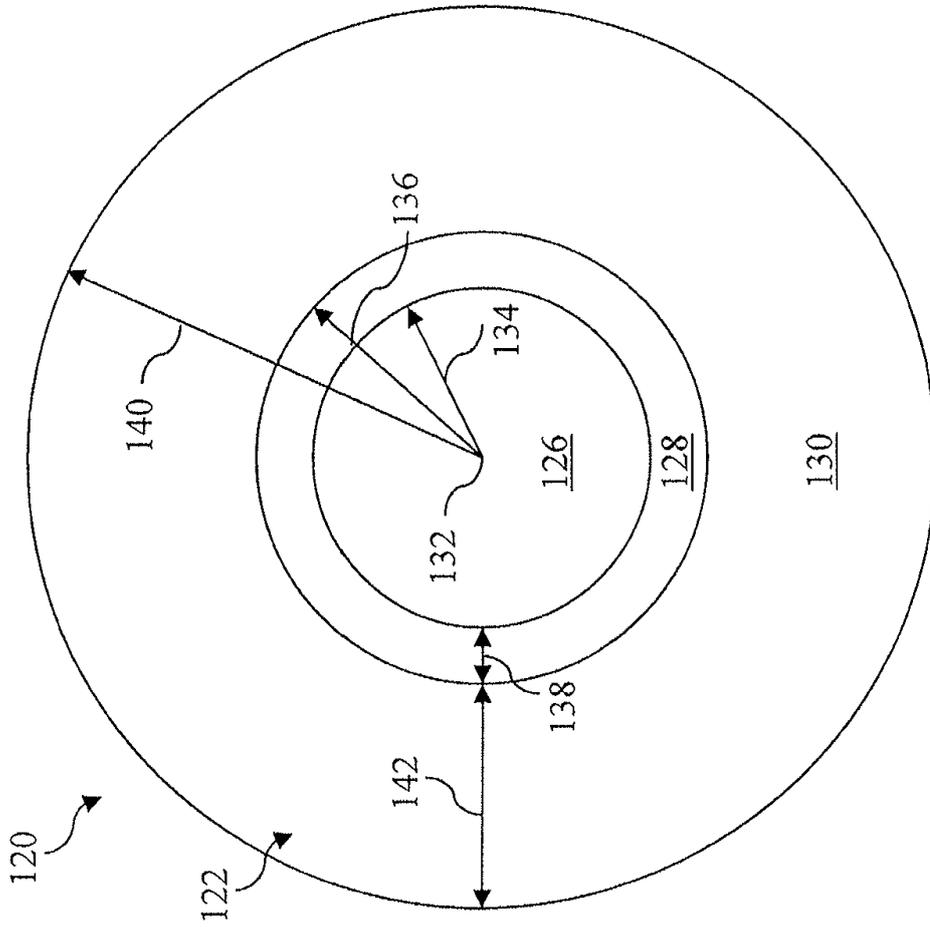


Fig. 2

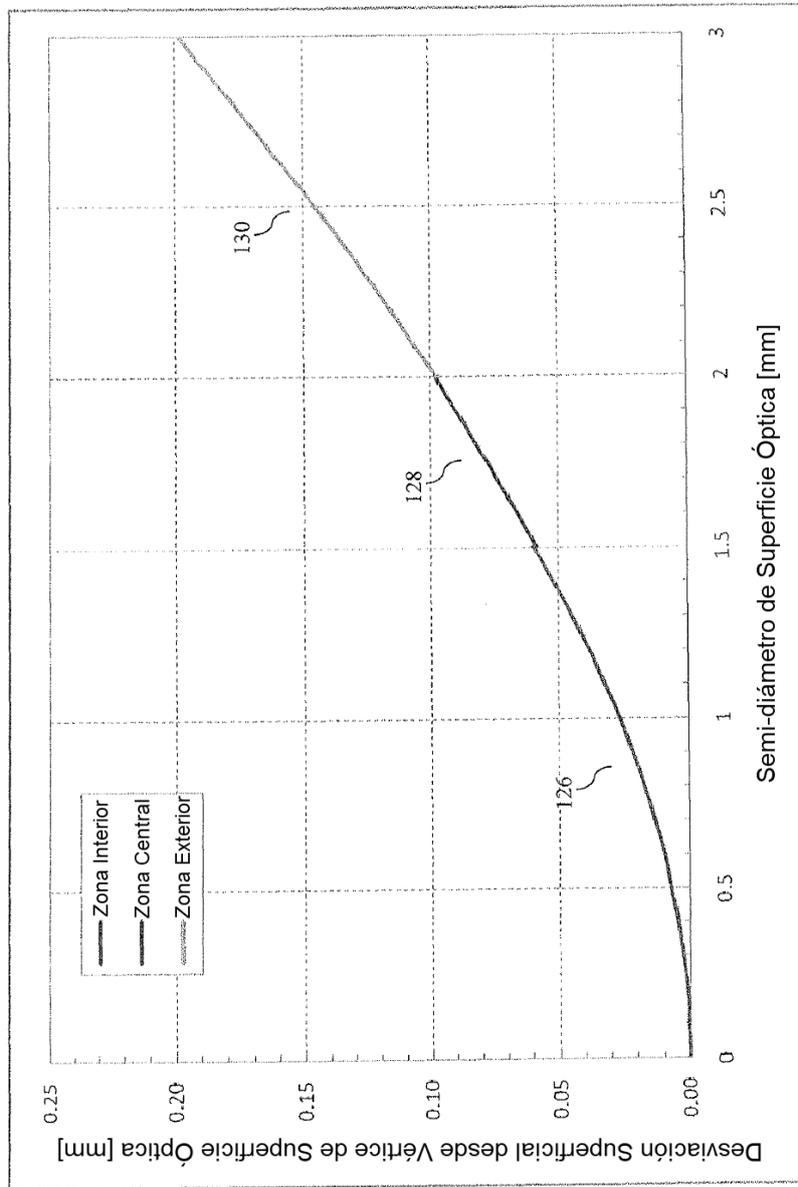


Fig. 3

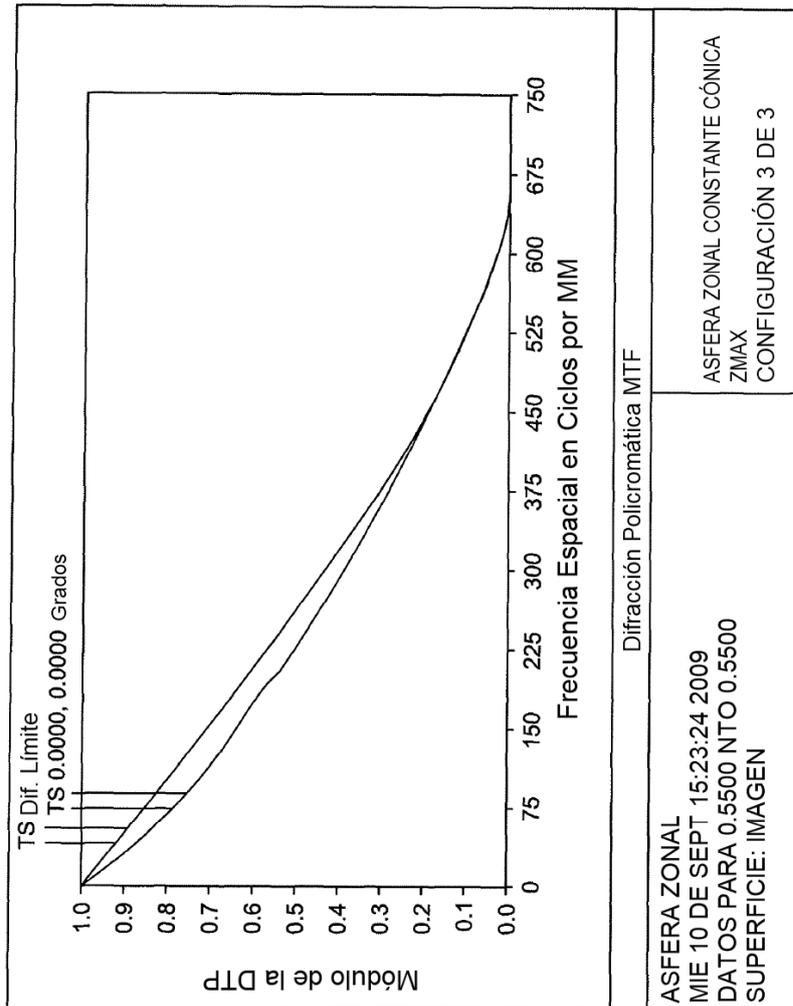


Fig. 4

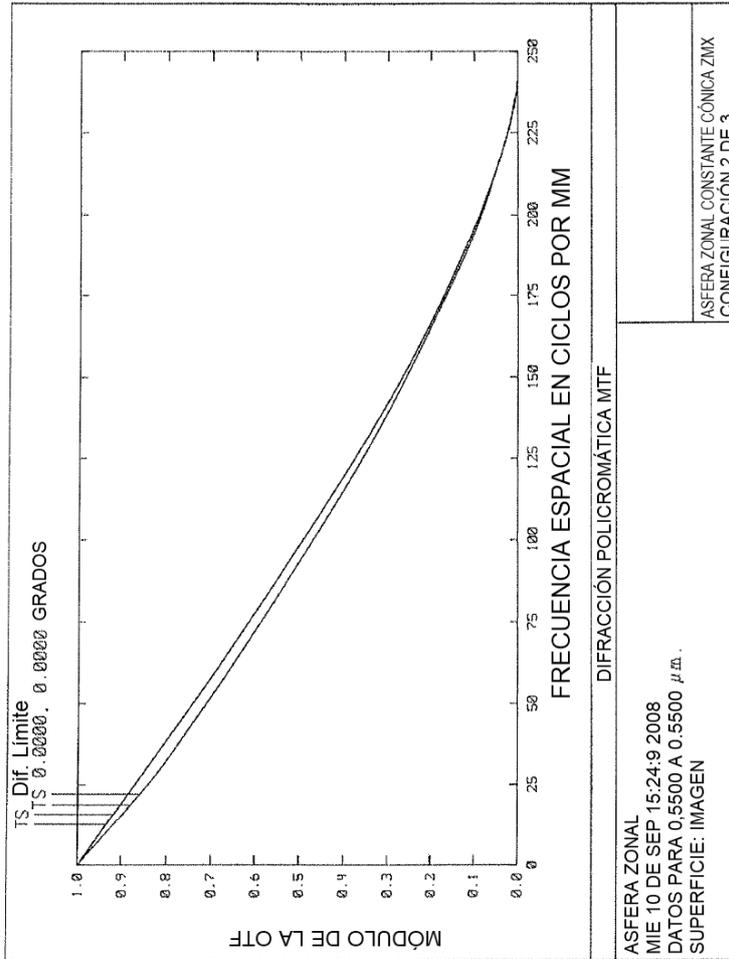


Fig. 5

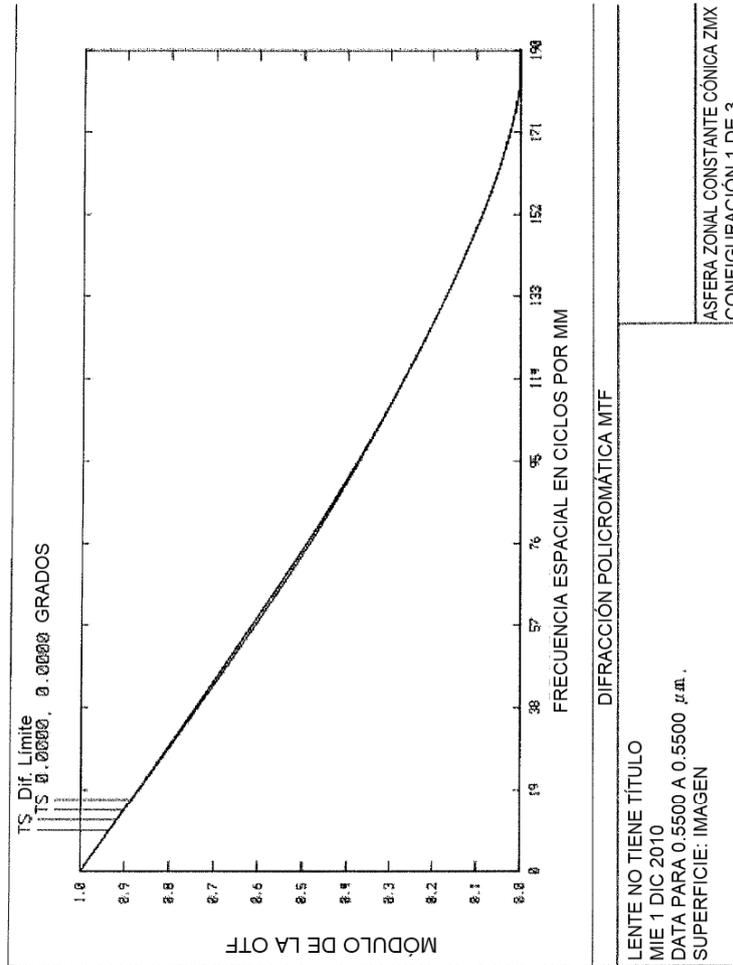


Fig. 6

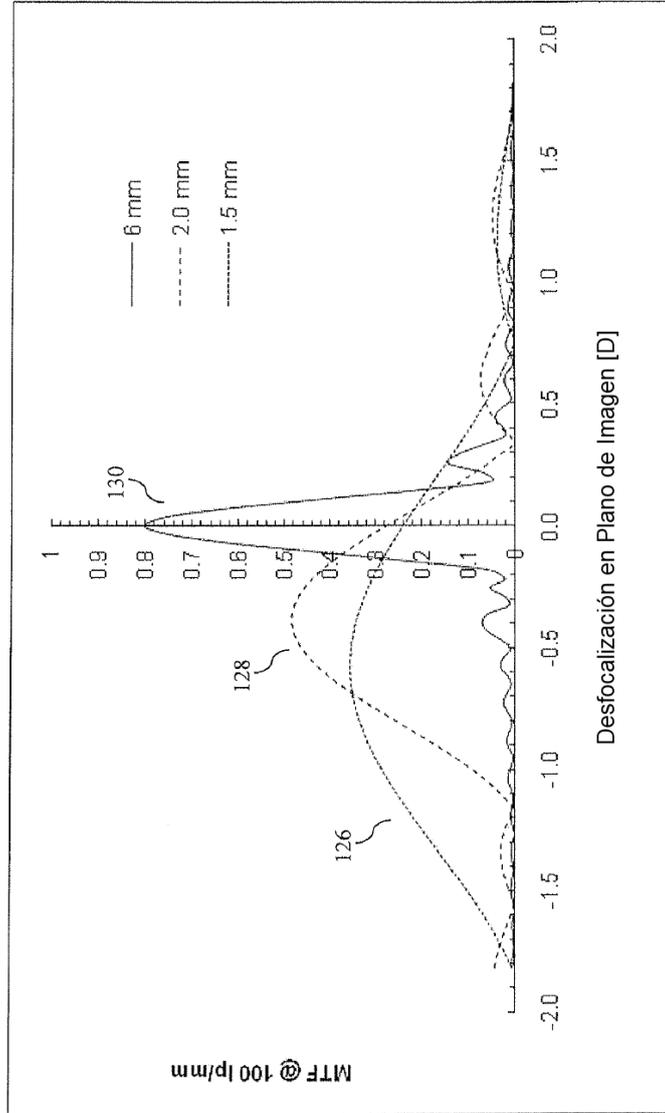


Fig. 7

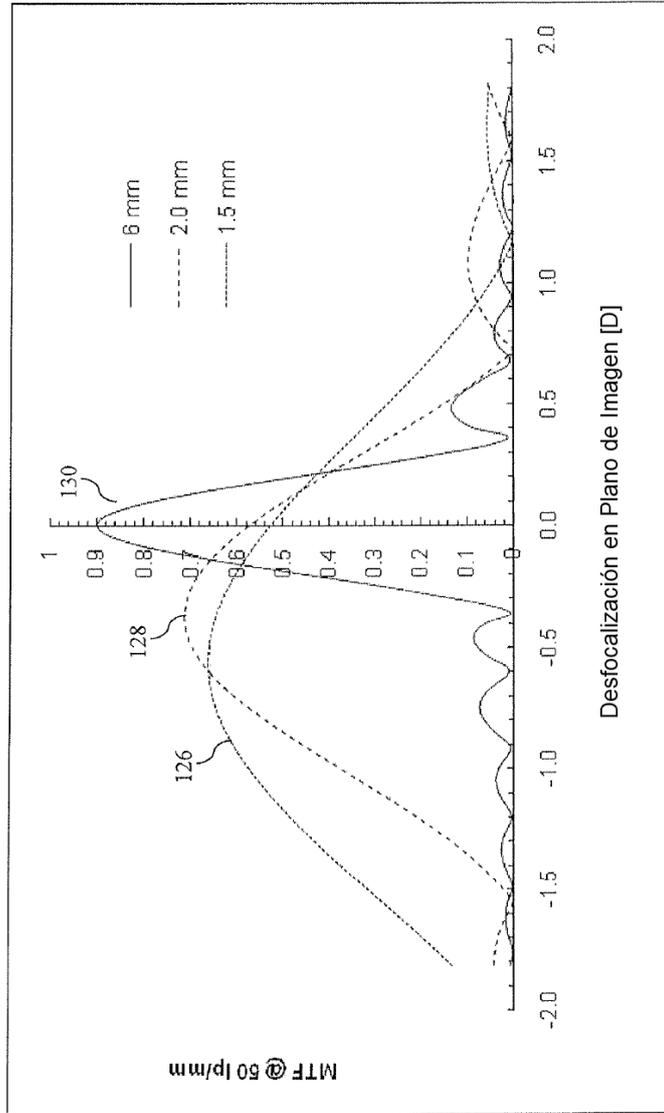


Fig. 8

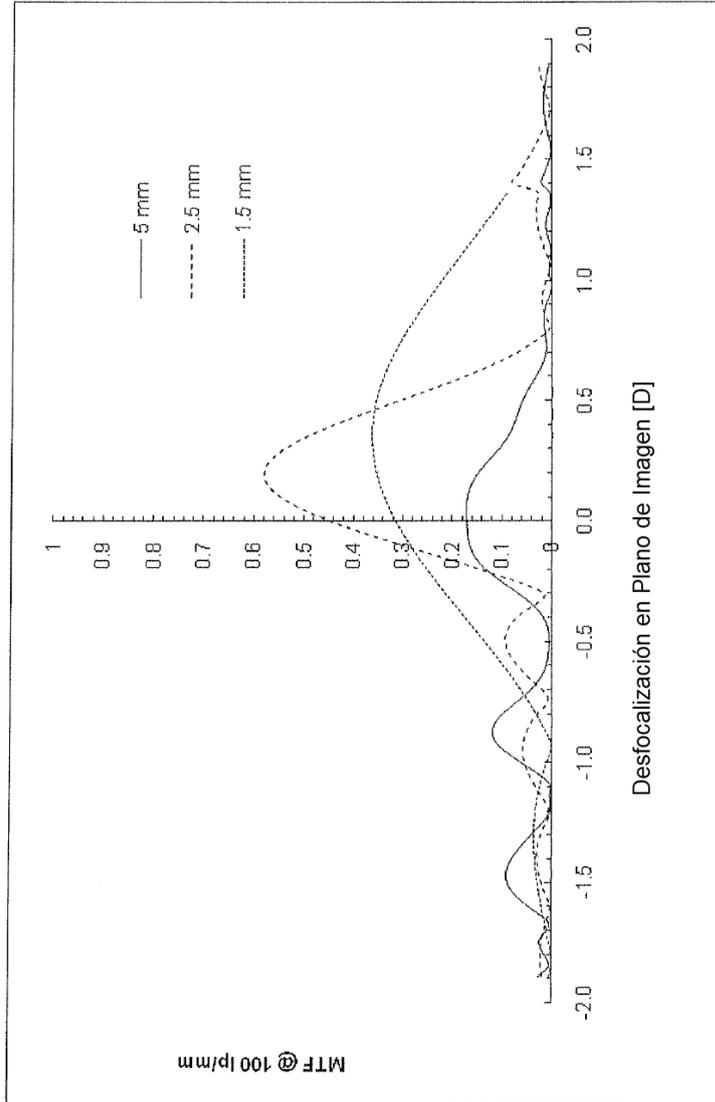


Fig. 9