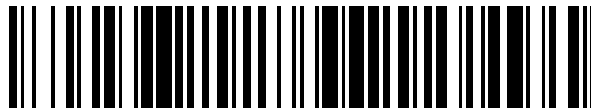


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 441 946**

51 Int. Cl.:

A61F 2/16 (2006.01)

G02C 7/04 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **09.12.2009 E 09833807 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.10.2013 EP 2358306**

54 Título: **Lente intraocular con profundidad de foco extendida**

30 Prioridad:

18.12.2008 US 138816 P

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

07.02.2014

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

HONG, XIN

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 441 946 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

Lente intraocular con profundidad de foco extendida.

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere en general a lentes oftálmicas y, más particularmente, a lentes oftálmicas que proporcionan una profundidad de foco mejorada.

10 Antecedentes de la invención

Las lentes intraoculares se implantan de forma rutinaria en los ojos de los pacientes durante la cirugía de la catarata para sustituir la lente natural del cristalino. Se utiliza una variedad de lentes oftálmicas para corregir los trastornos visuales, como por ejemplo, cataratas, miopía, hipermetropía o astigmatismo. Por ejemplo, se puede implantar una lente intraocular (LIO) en un ojo de un paciente durante la cirugía de cataratas, para compensar la pérdida de potencia óptica de las lentes retiradas. Sin embargo, en muchos casos, la lente implantada puede no proporcionar el mejor foco a la distancia de un objeto determinado.

El diseño de las LIO convencionales modernas está centrado principalmente en dos aspectos: una óptica que proporcione la corrección de la aberración para proporcionar una visión de distancia clara, o una óptica multifocal que pueda proporcionar visión lejana al mismo tiempo que mantenga las necesidades de visión cercana. Estos diseños no están dirigidos típicamente a otras necesidades importantes del paciente, por ejemplo, para los pacientes de mayor edad, la mayoría de las necesidades visuales están centradas en determinadas distancias intermedias. Estos pacientes de mayor edad, que representan un gran porcentaje de pacientes a los que se les implantan LIO para sustituir una lente natural, requieren una visión funcional extendida, desde visión de distancia a intermedia, para llevar a cabo las tareas diarias. Esta visión funcional extendida no se proporciona suficientemente mediante los diseños de LIO actuales.

De acuerdo con esto, existe una necesidad de lentes oftálmicas mejoradas y, más particularmente, de una LIO mejorada, que pueda proporcionar una profundidad de foco mejorada en comparación con las LIO según la técnica anterior.

La técnica anterior está representada mediante los documentos EP-0 605 841 A, WO-2006/023404 A y US-5.699.142 A.

35 Sumario de la invención

La presente invención proporciona lentes oftálmicas según las reivindicaciones siguientes, que muestran una profundidad de campo extendida, al mismo tiempo que proporcionan el suficiente contraste para la resolución de una imagen sobre una gama seleccionada de distancias de desenfoque. Las formas de realización de la presente invención incorporan diseños ópticos sinusoidales en una LIO, para proporcionar una profundidad de foco extendida en un ojo humano. Basadas en una técnica sinusoidal clásica, las formas de realización de la presente invención incorporan técnicas de modulación de amplitud y de modulación de frecuencia, para proporcionar una profundidad de foco mejorada. Una forma de realización puede proporcionar la atenuación de la amplitud sinusoidal desde el centro de la pupila hasta la periferia de la lente, concentrando más energía luminosa en un único plano focal. Otra forma de realización puede proporcionar la modulación de la periodicidad sinusoidal de la óptica LIO para cambiar la potencia añadida efectiva de la lente como una función del radio de la pupila. Una forma de realización que combina modulación de amplitud y modulación de frecuencia en una curva sinusoidal también puede mejorar el rendimiento transfocal de la LIO y generar un perfil de profundidad de foco deseable sin determinados fenómenos fóticos experimentados con los diseños convencionales. Las formas de realización del diseño óptico de la presente invención se pueden aplicar a un solo foco, multifocal y/o óptica de LIO acomodativa.

Se dan a conocer procedimientos para la corrección de errores refractivos u otros para mejorar la visión en una gama de distancias, así como procedimientos para la fabricación de lentes según la presente invención. Las lentes oftálmicas según la presente invención se pueden utilizar en varias aplicaciones de corrección de visión que incluyen, pero no están limitadas a, LIO que se puedan utilizar tanto para aplicaciones pseudofáquicas como fáquicas. La invención también puede resultar útil en conexión con lentes de contacto, implantes intraestromales y otros dispositivos refractivos.

Los términos "profundidad de campo" y "profundidad de foco" en el contexto de una lente/LIO son bien conocidos y los expertos en la materia lo entienden fácilmente como referidos a la distancias en los espacios del objeto y la imagen sobre las que se puede componer una imagen aceptable. En el caso en el que se precise una medición cuantitativa para describir la presente invención, el término "profundidad de campo" o "profundidad de foco" tal como se utilizan en la presente memoria, más específicamente se puede medir mediante una cantidad de desenfoque asociada con la lente en la que una función de transferencia de modulación transfocal (MTF) de la lente medida con una abertura de 3 mm y luz verde, por ejemplo, luz con una longitud de onda de aproximadamente 550 nm, muestre

un contraste de por lo menos el 15% en una frecuencia espacial igual que un tercio aproximadamente de la frecuencia espacial del límite de difracción asociada con esa lente. También se pueden aplicar otras definiciones y debería resultar evidente que la profundidad de campo está influida por muchos factores que incluyen, por ejemplo, tamaño de abertura, contenido cromático de la luz desde la imagen y potencia base de la propia lente.

Una LIO según las enseñanzas de la invención puede presentar cualquier potencia nominal adecuada para una aplicación particular. En una forma de realización, particularmente adecuada para aplicaciones LIO para pacientes con cataratas, una lente oftálmica según la invención puede mostrar una potencia nominal en una gama entre 17 y 25 dioptrías aproximadamente. En otras aplicaciones, se pueden formar lentes fáquicas con una potencia nominal negativa, de acuerdo con las enseñanzas de la invención.

El cuerpo de lente de una lente según las enseñanzas de la invención se puede formar de cualquier material biocompatible adecuado. Por ejemplo, el cuerpo de la lente se puede formar en un acrílico blando, como el material AcrySoft fabricado por Alcon Laboratories, Inc, de Forth Worth, Tejas, hidrogel o material de silicona. Por ejemplo, el cuerpo de lente se puede formar en polimetilmetacrilato (PMMA). En algunas formas de realización, especialmente cuando se desea una lente LIO flexible, la lente se puede formar en un copolímero de acrilato y metacrilato. Para ejemplos ilustrativos de dichas composiciones de copolímero, véase por ejemplo la patente US n^o 5.922.821 titulada "Ophthalmic Lens Polymers" publicada por Lebouef *et al.* el 13 de julio de 1999 y la patente US n^o 6.353.069 titulada "High Refractive Index Ophthalmic Device Materials" publicada por Freeman *et al* el 5 de marzo de 2002, siendo las enseñanzas de ambas incorporadas en el presente documento por referencia.

Se puede conseguir una mayor comprensión de la invención haciendo referencia a la descripción detallada siguiente y a los dibujos adjuntos, que se describen brevemente a continuación.

Breve descripción de los dibujos

La figura 1 muestra esquemáticamente una lente según un ejemplo comparativo;

las figuras 1A y 1B muestran gráficos del perfil de la superficie de un diseño óptico sinusoidal;

las figuras 2A a 2D ilustran el rendimiento transfocal de un diseño de lente sinusoidal para diferentes tamaños de pupila;

las figuras 3A a 3I ilustran el rendimiento transfocal en el interior de un ojo humano para un diseño óptico sinusoidal (figuras 3A a 3C), un diseño de lente esférica (figuras 3D a 3F) y un diseño de lente esférica (figuras 3G a 3I);

las figuras 4A y 4B muestran gráficos del perfil de la superficie de un diseño óptico sinusoidal de amplitud modulada;

las figuras 5A y 5B muestran gráficos del perfil de la superficie de un diseño óptico sinusoidal de frecuencia modulada;

las figuras 6A y 6B muestran gráficos del perfil de la superficie de una forma de realización de un diseño óptico sinusoidal de amplitud modulada y frecuencia modulada de la presente invención; y

las figuras 7A a 7I ilustran el rendimiento transfocal en el interior de un ojo humano para un diseño óptico sinusoidal (figuras 7A a 7C), para un diseño óptico de amplitud modulada (figuras 7D a 7F) y para una forma de realización del diseño óptico sinusoidal de amplitud modulada y frecuencia modulada según la presente invención (figuras 7G a 7I).

Descripción detallada de la invención

La presente invención proporciona una lente oftálmica que muestra una profundidad de campo extendida combinando modulación de amplitud y modulación de frecuencia en una curva sinusoidal. De esta manera, una lente según la invención puede corregir errores refractivos o puede permitir de otro modo mejorar la visión proporcionando el suficiente contraste para la resolución de una imagen sobre una gama seleccionada de distancias de desenfoque que son proporcionales a una profundidad de campo mejorada mostrada por la lente.

La figura 1 ilustra esquemáticamente una lente 10 que incluye una óptica de lente 12 provista de dos superficies refractivas 14 y 16. Aunque las superficies refractivas se muestran como convexas en general, cualquier superficie puede presentar una forma cóncava en general. De forma alternativa, se pueden seleccionar las superficies 14 y 16 para generar una lente plano-cóncava o una plano-convexa. De este modo, una lente según las enseñanzas de la invención puede presentar una potencia positiva o negativa.

La óptica de lente 12 se puede formar a partir de una variedad de materiales blandos biocompatibles. Por ejemplo, la óptica de lente 12 se puede formar en un material acrílico blando, por ejemplo un copolímero de acrilato y metacrilato, o en hidrogel o silicona. Los expertos en la materia apreciarán que, de hecho, se puede emplear cualquier material biocompatible blando que muestre un índice de refracción adecuado para una aplicación particular de la lente, para generar una lente según la invención, como la lente a título de ejemplo 10 mencionada anteriormente.

La superficie refractiva 16 muestra una topografía ondulada. En aras de la ilustración, las modulaciones de superficie se han exagerado. Más específicamente, la superficie refractiva 16 se puede caracterizar por una curvatura o un perfil base 18, que se muestra mediante líneas discontinuas, en la que se superpone un patrón continuo 20 de desviaciones de superficie. El perfil base de ejemplo 18 generalmente es esférico y radialmente simétrico sobre un eje óptico 22 de la óptica/el cuerpo de la lente 12. De forma similar, en esta forma de realización a título de ejemplo, el patrón continuo de las desviaciones de superficie también es radialmente simétrico con respecto al eje óptico 22. A pesar de que el perfil base 18 en esta forma de realización es esférico, en otras formas de realización, se pueden utilizar perfiles base esféricos en la práctica de la invención.

Las formas de realización del diseño óptico sinusoidal de amplitud y frecuencia moduladas según la presente invención pueden proporcionar un diseño óptico de óptica de profundidad de foco mejorada. Basándose en una técnica sinusoidal clásica, se dan a conocer dos diseños, basados en la modulación de amplitud y en la modulación de frecuencia. Un primer diseño atenúa la amplitud sinusoidal de una óptica desde el centro de la pupila hasta la periferia óptica para concentrar más energía luminosa en un único plano focal. Un segundo diseño modula la periodicidad sinusoidal de una óptica para variar la potencia añadida efectiva como una función del radio de la pupila. Las formas de realización de la presente invención combinan los dos tipos de diseño para mejorar adicionalmente el rendimiento óptico transfocal y generar un perfil de profundidad de foco deseado. Las formas de realización según la presente invención se pueden aplicar como lentes intraoculares monofocales, acomodativas y/o multifocales.

La computación numérica utilizada para modelar las formas de realización de la presente invención se realizó utilizando el programa Matlab. Se seleccionó un acercamiento de óptica de onda para modelar la estructura de óptica sinusoidal y la evaluación del rendimiento se centró principalmente en la función de transferencia de modulación transfocal en 50 (20/40 VA) y 100 lp/mm (20/20 VA).

Se propuso el diseño sinusoidal clásico como una forma alternativa para generar el comportamiento trifocal sin efectos fóticos adversos de niveles difractivos agudos en una óptica, como una óptica de LIO. La curva sinusoidal se puede describir mediante la ecuación 1.

$$y = a \cos\left(\frac{2\pi r^2}{b}\right) \quad (1)$$

donde a es un parámetro que determina la amplitud de la curva sinusoidal y la eficiencia de difracción en focos diferentes y b es un parámetro que especifica la periodicidad y la potencia añadida.

En un estudio, se utilizaron los valores de parámetro $a = 0,5877$ y $b = 2,2$, lo que produjo una potencia añadida de $\pm 0,5$ D. El parámetro a se puede ajustar para que tenga en cuenta el cambio del entorno de diseño de aire a humor acuoso, tal como se explicará en el presente documento. En las figuras 1A y 1B se ilustra un perfil de superficie óptica de un diseño óptico sinusoidal. La figura 1A es un gráfico del perfil de la superficie 1-D y la figura 1B es un mapa de las alturas de superficie. La curva sinusoidal cada vez resulta más densa desde el centro óptico/pupila hasta la periferia óptica, de un modo similar al de una lente multifocal típica. El rendimiento transfocal de una lente que presente este diseño, asumiendo que no haya aberraciones importantes, se programó para una pupila de 3,0 mm, 4,5 mm y 5,0 mm en el interior de una celda húmeda convencional. Las figuras 2A, 2C y 2D, respectivamente, ilustran dichos resultados.

Los resultados computacionales reflejan fielmente las características únicas de un diseño óptico sinusoidal. Para pupilas pequeñas (por ejemplo, 3 mm), la parte central expuesta está dominada por el efecto refractivo (+0,5 D añadidas) antes de que tenga lugar la interferencia entre estructuras periódicas. La FTM transfocal presenta un pico en -0,57 D de desenfoque (correspondiente a +0,57 D de potencia añadida) manifiesta dicho efecto. La FTM, tal como se muestra en la figura 2B, confirma la buena calidad óptica en este nivel de desenfoque. En pupilas grandes (4,5 mm y 5,0 mm), los efectos difractivos resultaban cada vez más obvios, tal como se mostró mediante tres picos transfocales distintivos en 100 lp/mm. La longitud de onda evaluada es de 550 nm.

El rendimiento transfocal del diseño sinusoidal descrito anteriormente se comparó con los diseños ópticos de LIO esféricas y esféricas existentes. Los resultados se muestran en las figuras 3A a 3I. Se programó el rendimiento transfocal en el interior del ojo humano (una córnea con una aberración esférica de 0,28 μm) para el diseño sinusoidal (figuras 3A a 3C), un diseño de lente esférica (figuras 3D a 3F) y un diseño de lente esférica (figuras 3G a

3l). Se evaluó el rendimiento en tres tamaños de pupila diferentes: pupila de 3,5 mm (figuras 3A, 3D, 3G); pupila de 4,5 mm (figuras 3B, 3E, 3H); y pupila de 6,0 mm (figuras 3C, 3F, 3I). Se utilizaron cuatro frecuencias espaciales típicas para la evaluación: 25, 50, 75 y 100 lp/mm.

5 En general, el diseño sinusoidal extiende la profundidad de foco en comparación con los diseños ópticos de LIO esféricas y asféricas según la técnica anterior. La gran cantidad de aberración esférica en el diseño de óptica esférica reduce rápidamente la modulación para pupilas grandes. El diseño óptico asférico de LIO mantiene un buen rendimiento óptico pico en todas las pupilas, Sin embargo, el diseño de lentes asféricas presenta una profundidad de foco limitada.

10 Para pupilas grandes, el efecto de difracción del diseño sinusoidal clásico hace que las funciones de transferencia de modulación sean bastante bajas debido a la separación de la luz en tres focos diferentes. Las transferencias de modulación reducidas típicamente tienen como resultado una sensibilidad de contraste reducida y un rendimiento deficiente en la conducción nocturna. En el pasado, el efecto de transferencias de modulación bajas en diseños de LIO multifocales se abordaba con un esquema de apodización. De forma similar, la amplitud sinusoidal de una óptica sinusoidal se puede modular con una función de coseno que puede desplazar más luz a un orden de difracción seleccionado, por ejemplo, el orden de difracción 0-, a medida que se incrementa el tamaño de la pupila (por ejemplo en condiciones de oscuridad).

15 En las figuras 4A y 4B se ilustra un diseño óptico sinusoidal de amplitud modulada (AM). La figura 4A muestra un gráfico del perfil de la superficie 1-D y la figura 4B muestra un mapa de alturas de superficie 2-D. La función de modulación de coseno se inicia a partir de 1,0 en el centro de la pupila (óptica) y se reduce gradualmente hasta 0 para un diámetro de pupila de 5,0 mm. La descripción analítica de la modulación de amplitud se proporciona mediante la ecuación 2.

20

$$y = a \cos\left(\frac{\pi r}{2r_0}\right) \cos\left(\frac{2\pi r^2}{b}\right) \quad (2)$$

donde r_0 es el radio de la pupila de la terminación de la modulación del coseno.

25 Las figuras 7D a 7F ilustran el rendimiento transfocal del diseño sinusoidal de amplitud modulada, tal como se mencionará más adelante. Tal como se muestra en la figura 7F, el rendimiento pico de 100 lp/mm para una pupila de entrada de 6,0 mm se ha mejorado de 0,28 del diseño sinusoidal a 0,40 (un incremento de ~40%).

30 Una profundidad de foco mejorada puede resultar menos beneficiosa para una pupila grande (condición de conducción nocturna) y, por lo tanto, una profundidad de foco reducida para una pupila grande puede ayudar a concentrar más energía en un foco a distancia. Una técnica nueva, modulación de frecuencia, ayudó a reducir la potencia añadida del diseño sinusoidal a medida que se incrementaba el tamaño de la pupila. En las figuras 5A y 5B se muestra el perfil de superficie de un diseño óptico sinusoidal de frecuencia modulada. La figura 5A muestra un gráfico del perfil de la superficie 1-D y la figura 5B muestra un mapa de altura de superficie 2-D. La figura 5A también muestra un diseño óptico sinusoidal sin modular, para su comparación. Debido a la naturaleza de la reducción de potencia añadida, la separación entre picos se dispersa del centro de la lente/pupila a la periferia de la lente, que se expresa analíticamente mediante la ecuación 3 siguiente.

35

$$y = a \cos\left(\frac{2\pi r^2}{bf(r)}\right) \quad (3)$$

40

donde $f(r)$ es la raíz cuadrada del radio de la pupila.

45 Para mejorar adicionalmente el rendimiento óptico para un tamaño de pupila grande, las formas de realización de la presente invención combinan la modulación de amplitud y la modulación de frecuencia en un diseño óptico sinusoidal, concentrando la energía luminosa en un único plano focal. El perfil de superficie de una forma de realización del diseño óptico sinusoidal de amplitud y frecuencia moduladas según la presente invención se puede describir mediante la ecuación (4) y en las figuras 6A y 6B se muestra un perfil de superficie.

50

$$y = a \cos\left(\frac{\pi r}{2r_0}\right) \cos\left(\frac{2\pi r^2}{bf(r)}\right) \quad (4)$$

55

La figura 6A muestra un gráfico del perfil de la superficie 1-D y la figura 6B muestra un mapa de altura de superficie 2-D de una forma de realización del diseño óptico sinusoidal de amplitud modulada y frecuencia modulada según la presente invención. La combinación de la modulación de frecuencia y la modulación de amplitud mejora de forma

significativa el rendimiento transfocal de una óptica. Las transferencias de modulación de pico se vuelven a resituar en la condición emetrópica para pupilas pequeñas (3,5 mm) y medianas (4,5 mm), en gran parte debido al efecto de modulación de frecuencia. El rendimiento pico de la FTM alcanzó aproximadamente 0,30, 0,40 y 0,50 para 3,5 mm, 4,5 mm y 6,0 mm, respectivamente.

5 Las figuras 7A a 7I ilustran el rendimiento transfocal en el interior de un ojo humano (una córnea con 0,28 μm de aberración esférica) para un diseño óptico sinusoidal (figuras 7A a 7C), para un diseño óptico sinusoidal de amplitud modulada (figuras 7D a 7F) y para una forma de realización de un diseño óptico sinusoidal de amplitud modulada y frecuencia modulada según la presente invención (figuras 7G a 7I). Se evaluó el rendimiento en tres tamaños de pupila diferentes: pupilas de 3,5 mm (figuras 7A, 7D, 7G); pupilas de 4,5 mm (figuras 7B, 7E, 7H) y pupilas de 6,0 mm (figuras 7C, 7F, 7I). Se utilizaron cuatro frecuencias espaciales típicas para la evaluación: 25, 50, 75 y 100 lp/mm.

15 Se puede utilizar una lente oftálmica según las enseñanzas de la invención en una variedad de aplicaciones de corrección de visión. Dichas aplicaciones incluyen, pero no están limitadas a, lentes intraoculares (LIO), lentes de contacto, implantes intraestromales y otros dispositivos refractivos. Por ejemplo, se puede utilizar una lente según la invención como una LIO mejorada que corrija los errores refractivos residuales que se encuentran típicamente después de la cirugía de cataratas. En la práctica de cirugía de cataratas se sabe que algunos factores, como la precisión del instrumental quirúrgico, la precisión del producto de LIO, la información de biometría preoperatoria, el nivel de especialización del cirujano y las diferencias del saco capsular entre individuos, pueden provocar variaciones en un error refractivo deseado después de la cirugía. Un desvío estándar de dichas variaciones del error refractivo puede ser tanto como 0,5 dioptrías. Dicho error refractivo residual, que puede persistir durante mucho tiempo, puede degradar la agudeza visual del paciente. Como consecuencia de ello, muchos pacientes requieren gafas para conseguir una agudeza visual postoperatoria.

25 Se puede utilizar una LIO formada de acuerdo con las enseñanzas de la invención para obtener unos resultados de cirugía de cataratas más predecibles, reduciendo de este modo la dependencia de gafas después de la cirugía de cataratas. En particular, una LIO según la invención puede incluir una superficie refractiva que presente desvíos de superficie que provoquen una mejora de la profundidad de campo de la LIO y, de este modo, reducir la sensibilidad de la LIO a los errores mencionados anteriormente. Dicho de otro modo, un ojo de un paciente al que se le implante una LIO según la invención muestra una profundidad de foco incrementada y, de esta manera, proporciona un rendimiento visual mejorado en una gama más amplia de desenfoque. De acuerdo con esto, las variaciones postoperatorias en error refractivo presentan un impacto reducido en el rendimiento visual del paciente.

35 Los expertos en la materia apreciarán que se pueden realizar varias modificaciones a las formas de realización anteriores, sin apartarse del alcance de la invención.

REIVINDICACIONES

1. Lente oftálmica (10) que comprende:

5 una óptica (12) que presenta una superficie anterior (14) y una superficie posterior (16) dispuestas alrededor de un eje óptico (22), en el que:

10 por lo menos una de las superficies presenta un perfil caracterizado por la superposición de un perfil base (18) y un perfil sinusoidal auxiliar, comprendiendo el perfil sinusoidal auxiliar un patrón continuo (20) de desviaciones de superficie del perfil base;

15 caracterizada porque el perfil sinusoidal auxiliar está modulado en amplitud y en frecuencia con una función de coseno que puede hacerse funcionar para desplazar la luz a un plano focal seleccionado, en la que el perfil modulado en amplitud y en frecuencia de la superficie que presenta dicho perfil auxiliar está definido por la relación siguiente:

$$y = a \cos\left(\frac{\pi r}{2r_0}\right) \cos\left(\frac{2\pi r^2}{bf(r)}\right)$$

20 en la que,

a indica la amplitud de la curva sinusoidal y la eficiencia de difracción en focos diferentes;

b indica la periodicidad y la potencia añadida;

r indica una distancia radial desde un eje óptico (22) de la lente;

25 *r₀* indica el radio de la pupila de la terminación de la modulación de coseno; y

f(r) es la raíz cuadrada de *r*.

2. Lente oftálmica según la reivindicación 1, en la que la superficie anterior (14) y la superficie posterior (16) son convexas.

30 3. Lente oftálmica según la reivindicación 1, en la que la superficie anterior (14) y la superficie posterior (16) son cóncavas.

4. Lente oftálmica según la reivindicación 1, en la que el perfil base (18) generalmente es esférico.

35 5. Lente oftálmica según la reivindicación 1, en la que el perfil base (18) es simétrico con respecto a un eje óptico (22) de la lente oftálmica.

6. Lente oftálmica según la reivindicación 1, en la que el perfil base (18) es generalmente esférico.

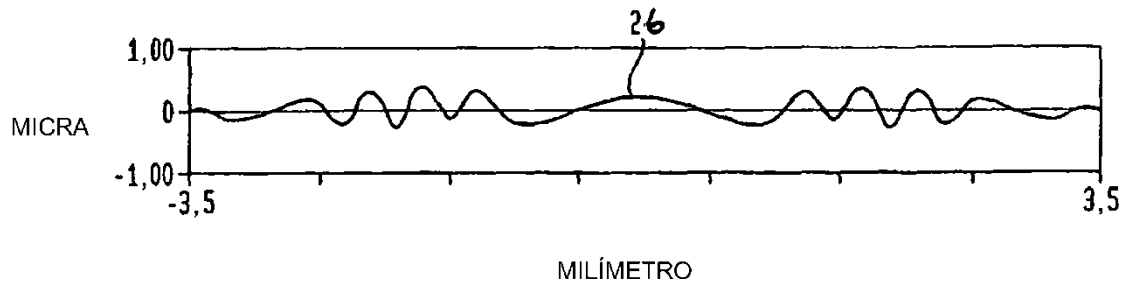
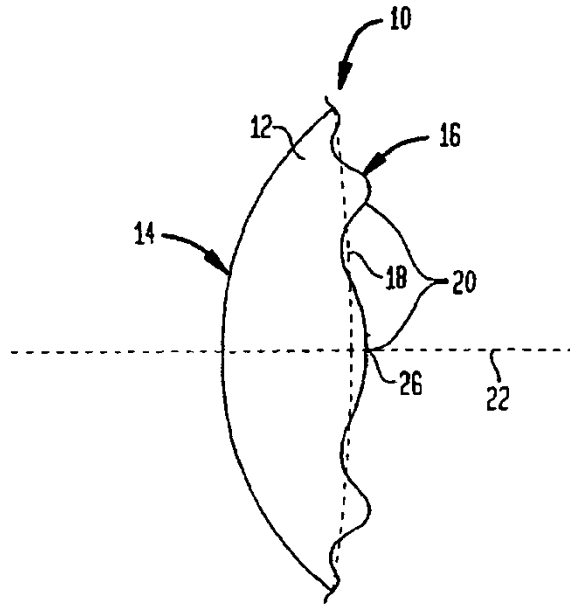
40 7. Lente oftálmica según la reivindicación 1, en la que el perfil sinusoidal auxiliar es simétrico con respecto a un eje óptico (22) de la lente oftálmica.

8. Lente oftálmica según la reivindicación 1, en la que la lente oftálmica comprende una lente intraocular (LIO).

45 9. Lente oftálmica según la reivindicación 8, en la que la LIO es cualquiera de entre una LIO monofocal, una LIO acomodativa, o una LIO multifocal.

50 10. Lente oftálmica según la reivindicación 1, en la que la superficie anterior (14) y la superficie posterior (16) son unas superficies refractivas.

FIG. 1



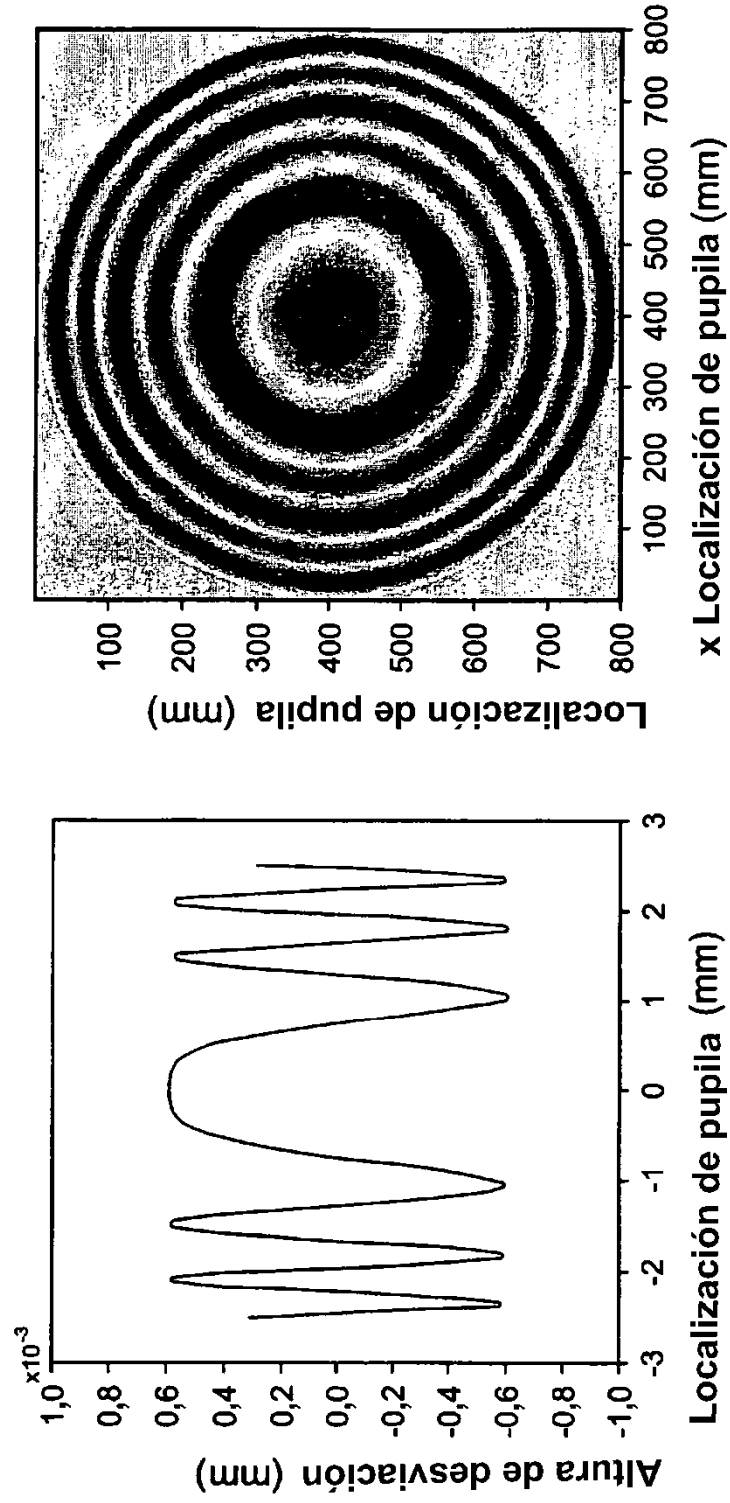


Fig. 1A

Fig. 1B

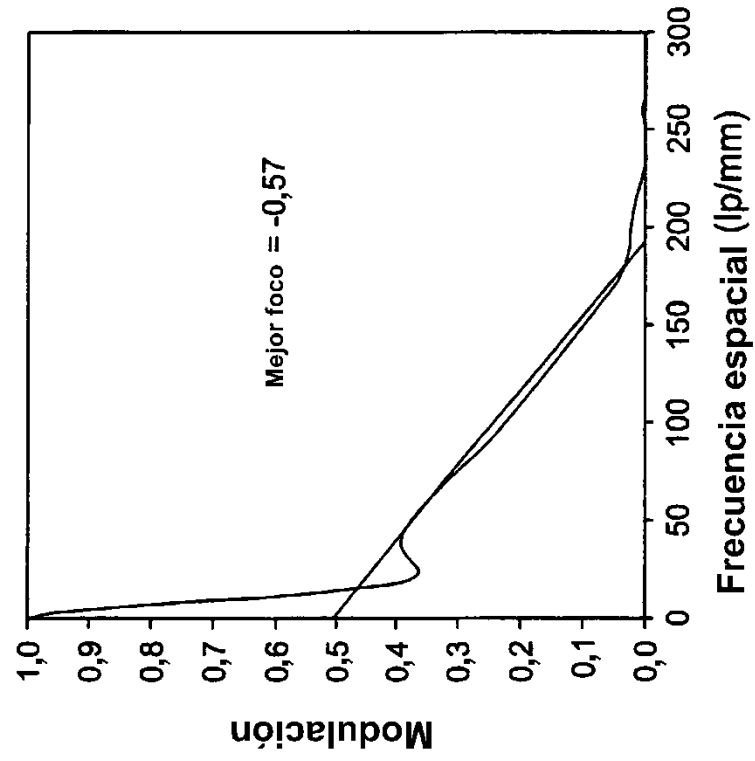


Fig. 2B

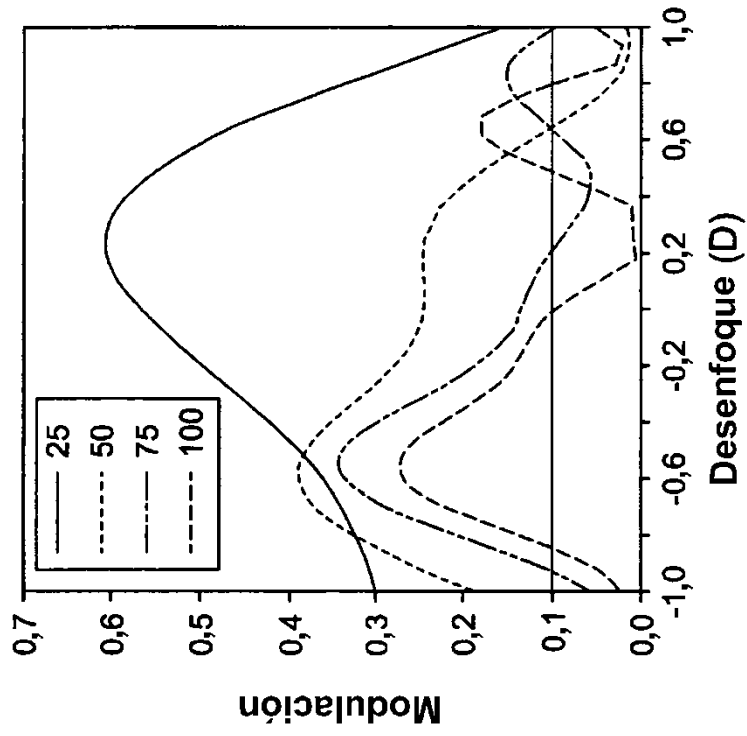


Fig. 2A

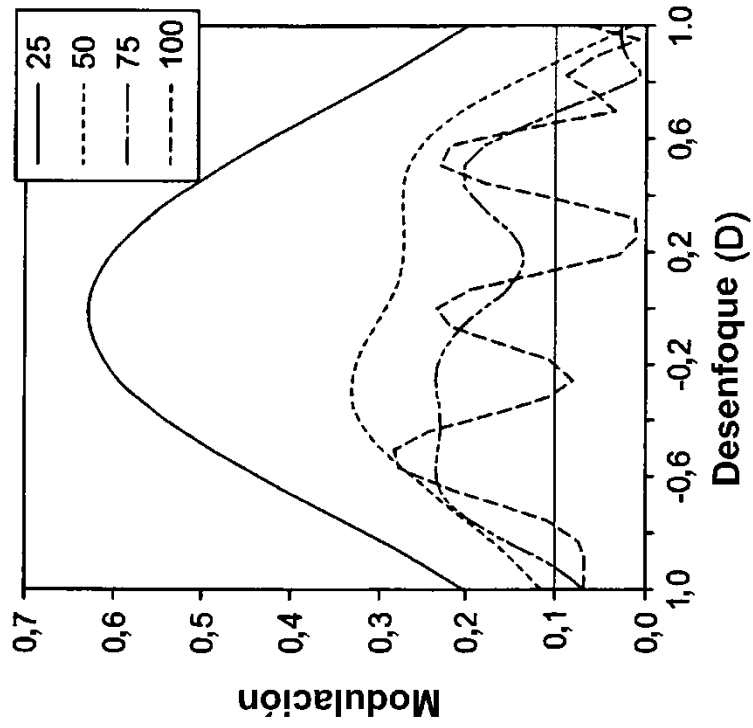


Fig. 2D

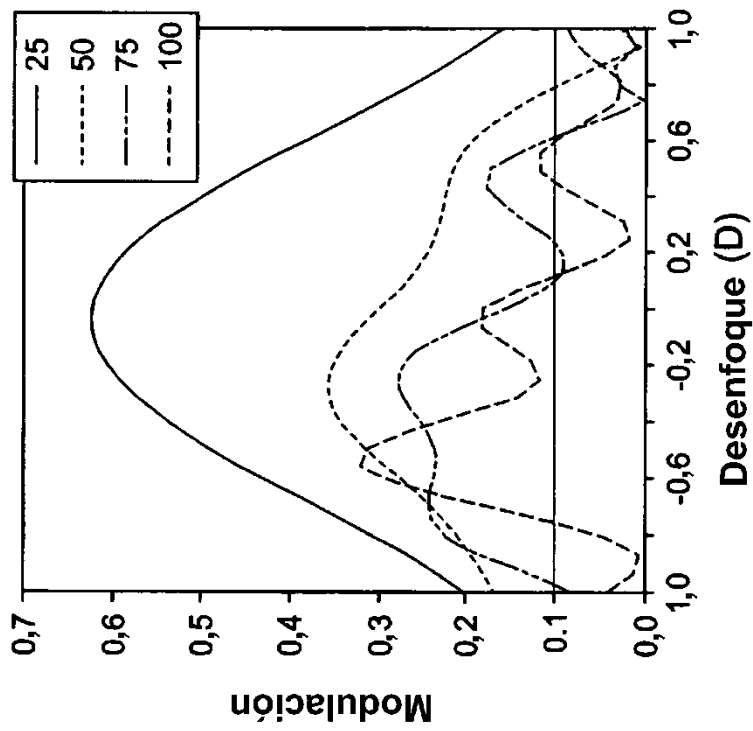


Fig. 2C

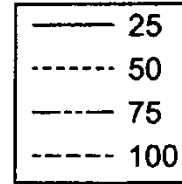
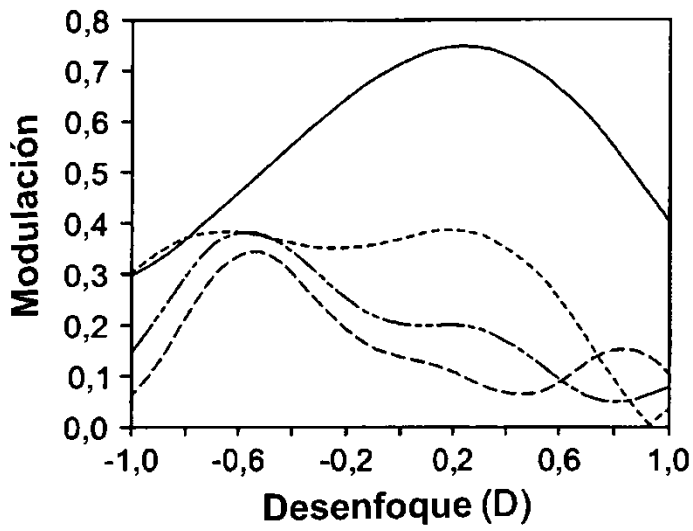


Fig. 3A

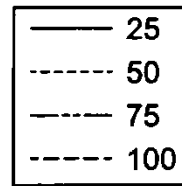
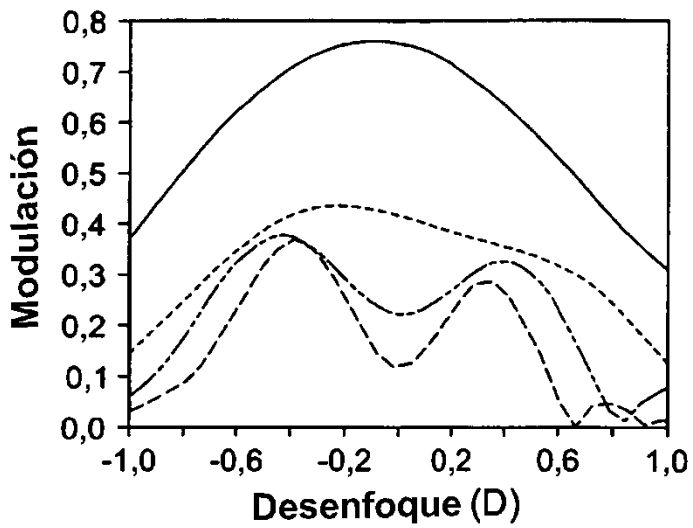


Fig. 3B

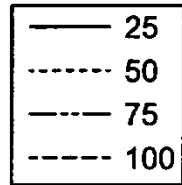
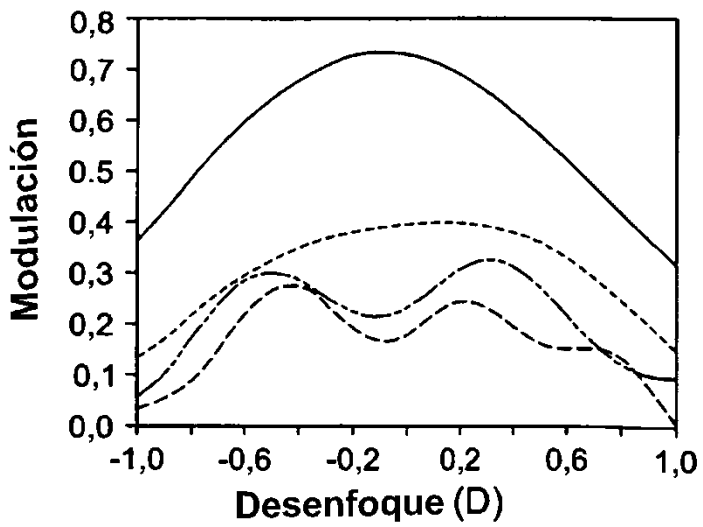


Fig. 3C

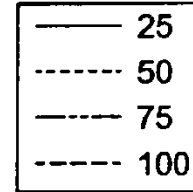
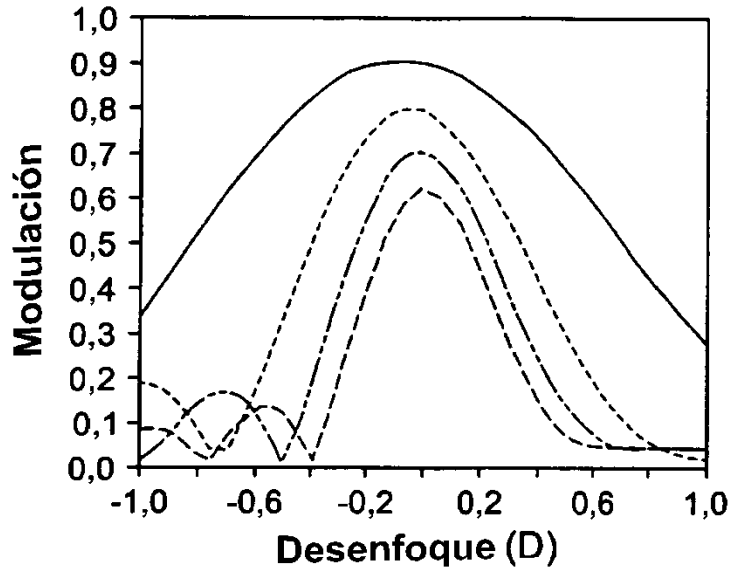


Fig. 3D

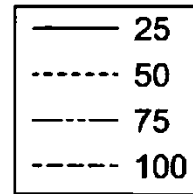
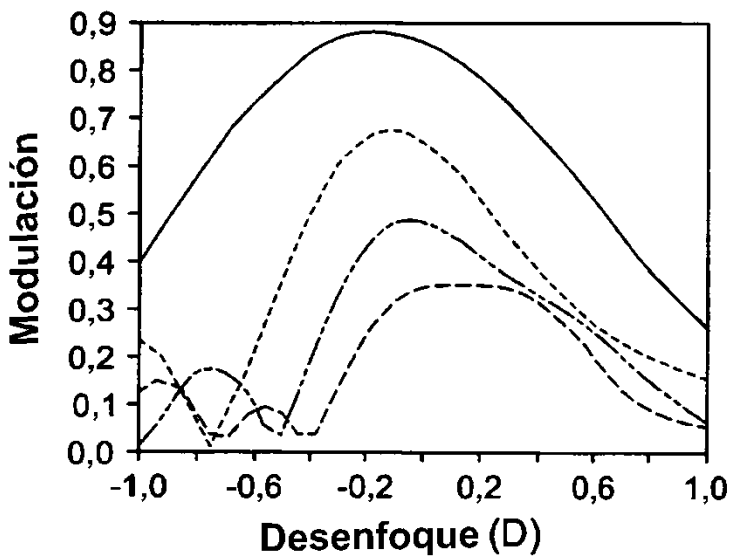


Fig. 3E

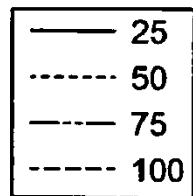
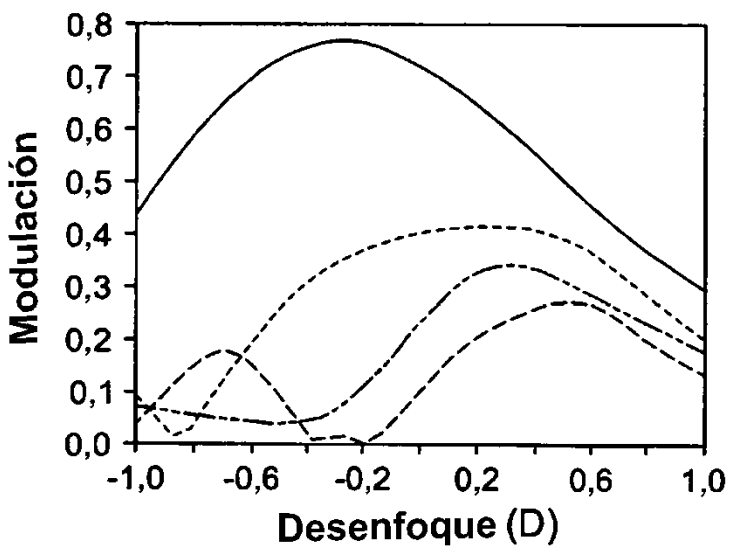


Fig. 3F

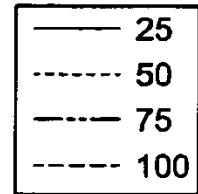
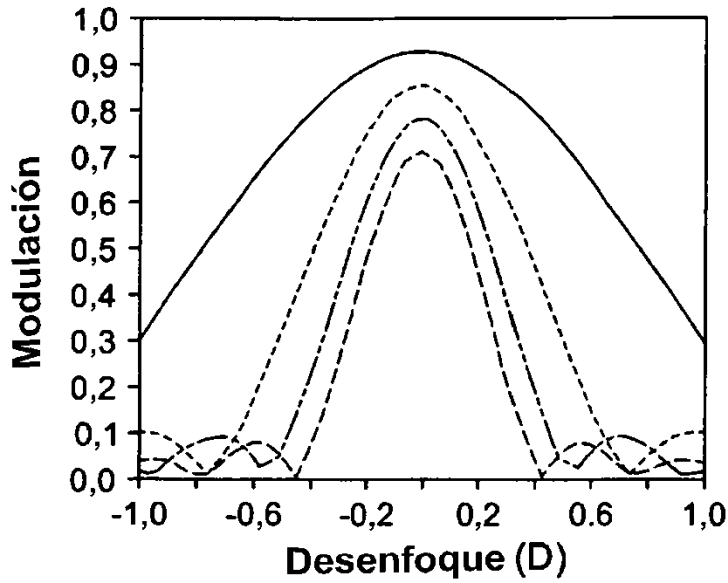


Fig. 3G

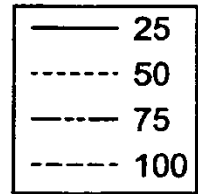
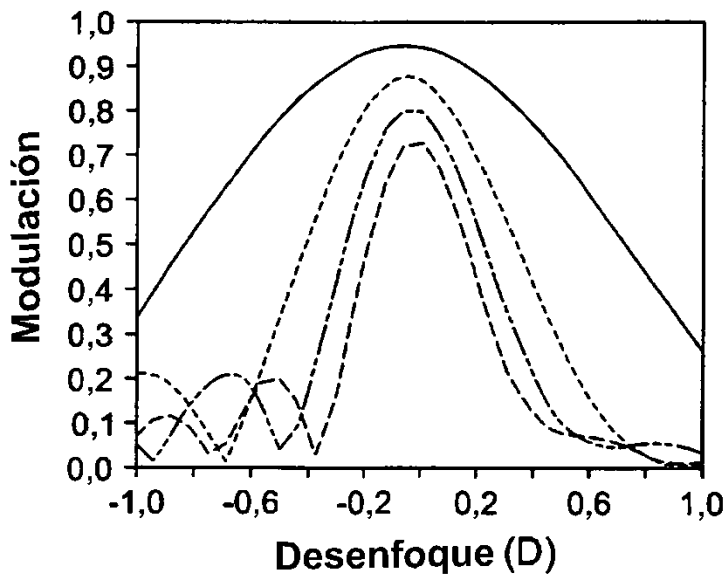


Fig. 3H

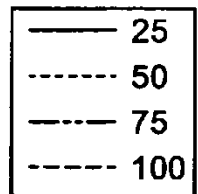
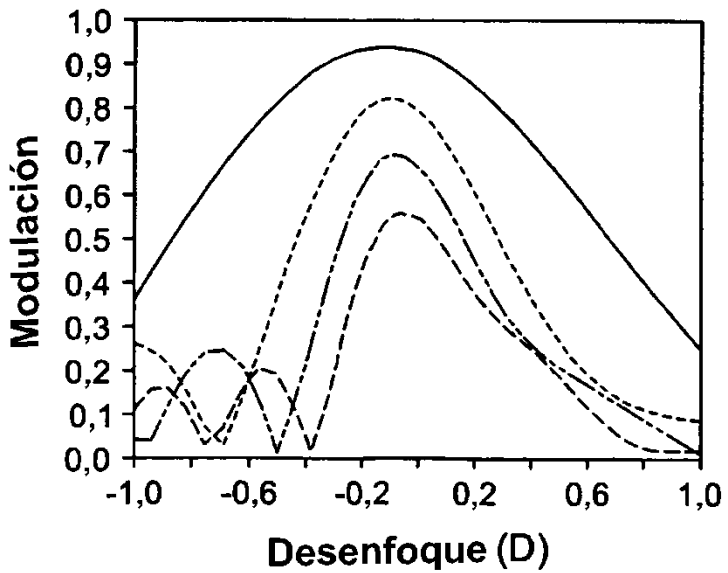


Fig. 3I

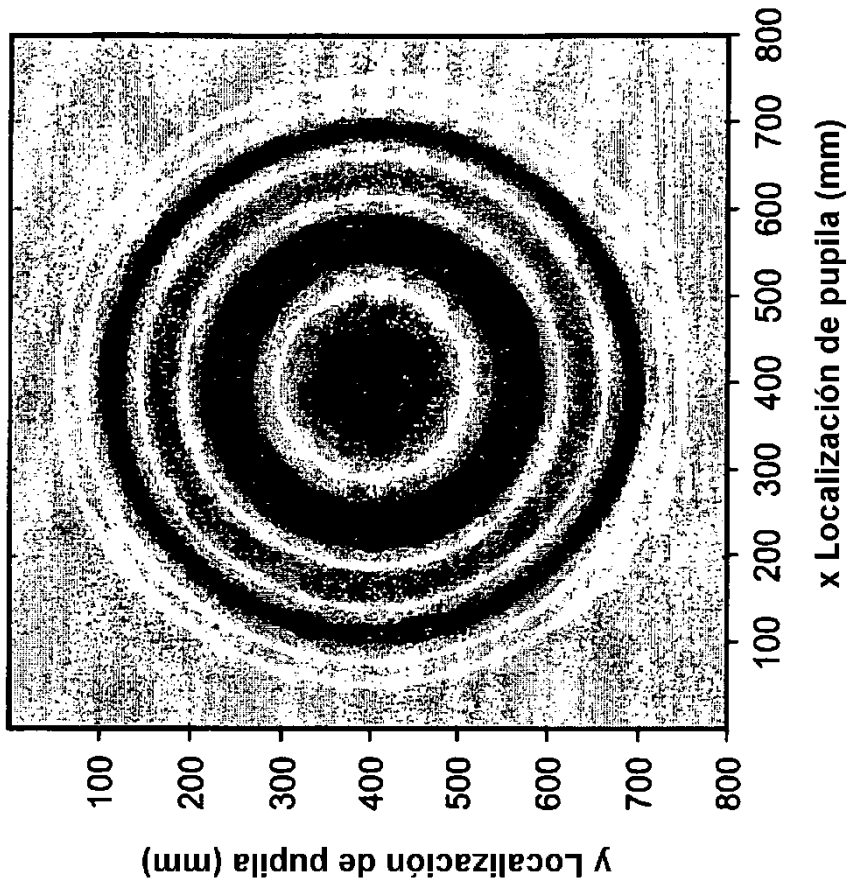


Fig. 4B

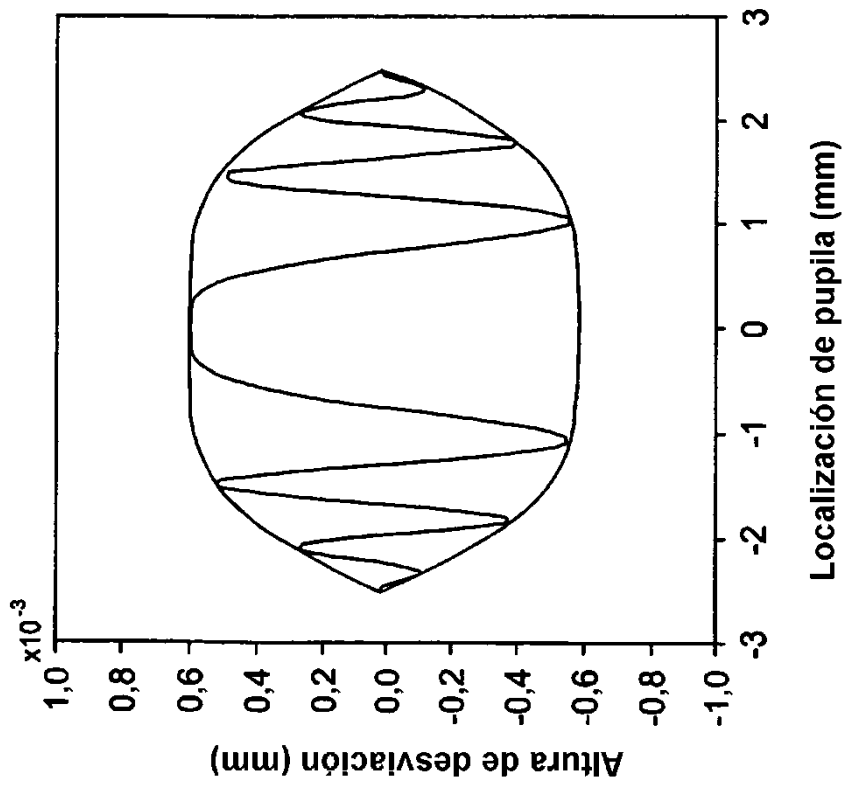


Fig. 4A

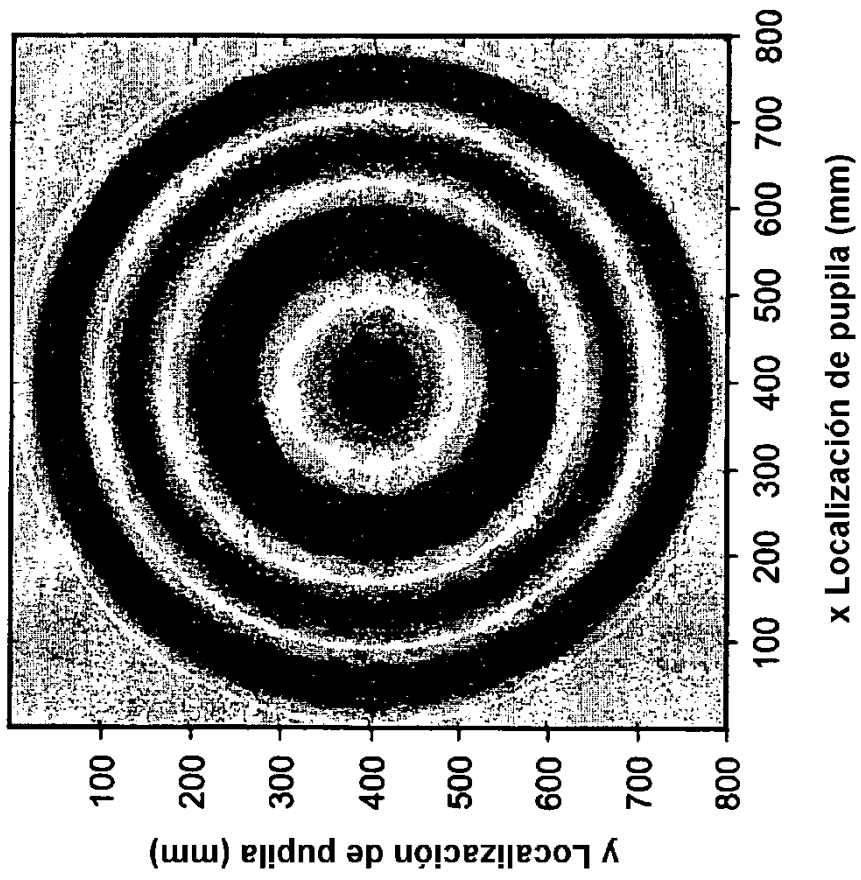


Fig. 5B

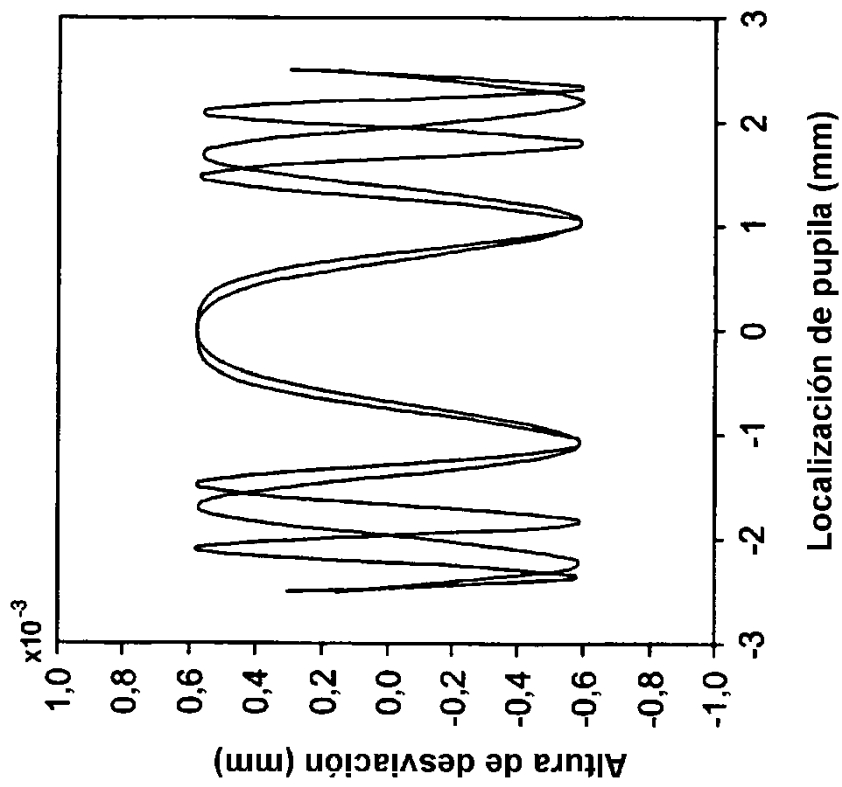


Fig. 5A

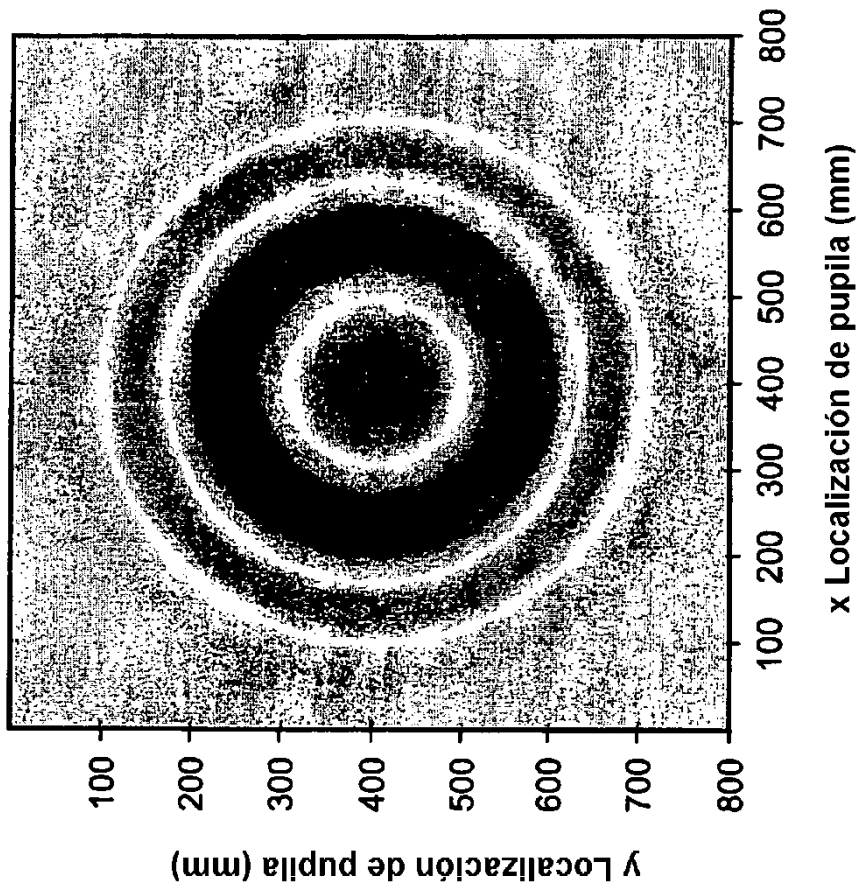


Fig. 6B

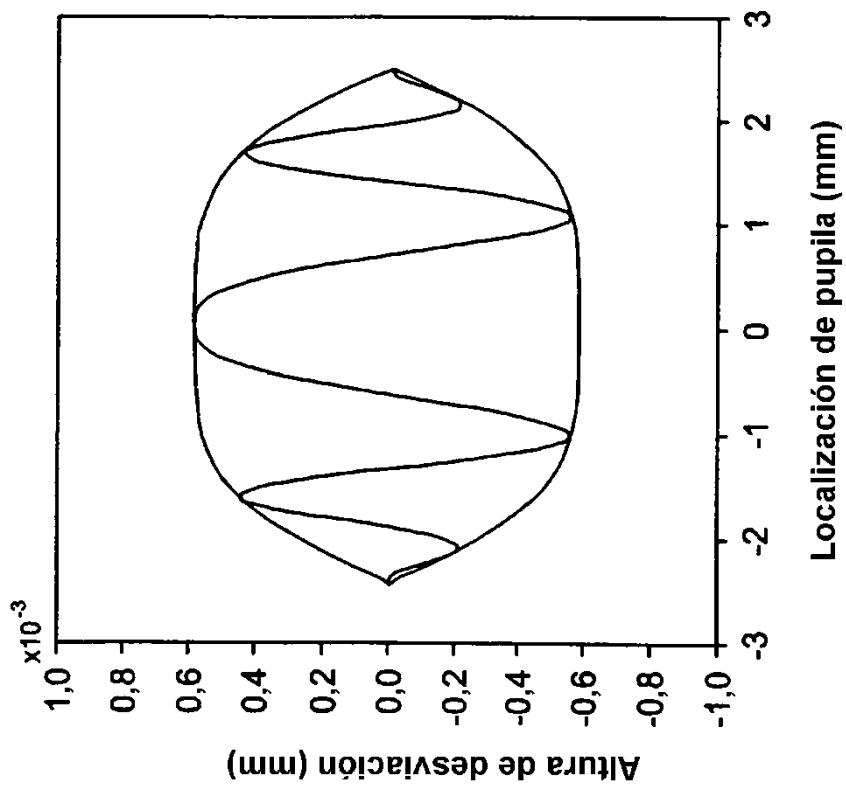


Fig. 6A

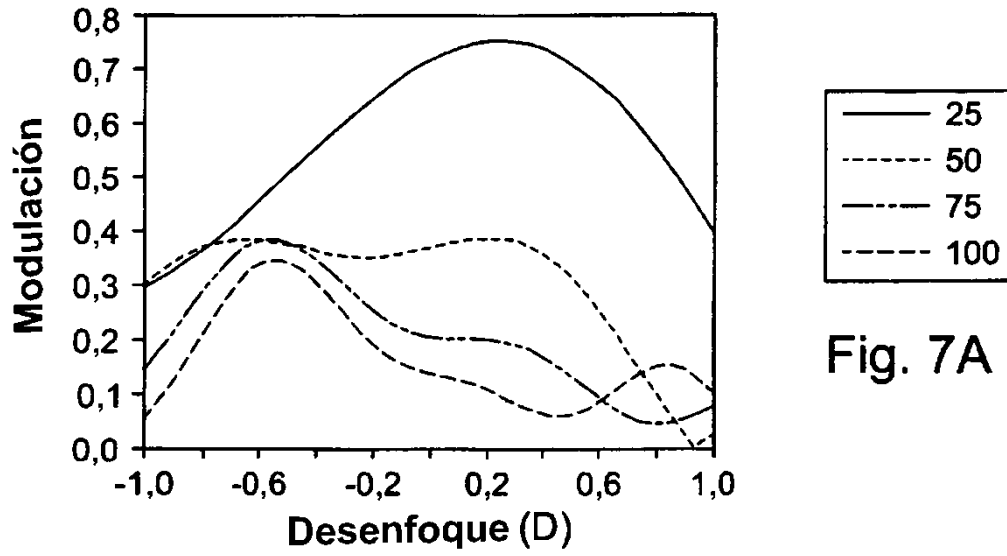


Fig. 7A

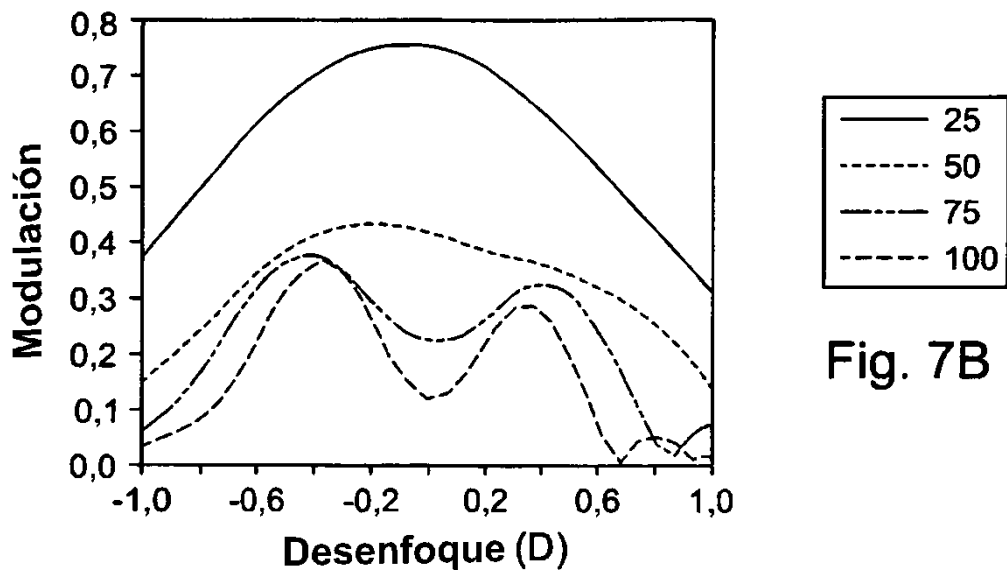


Fig. 7B

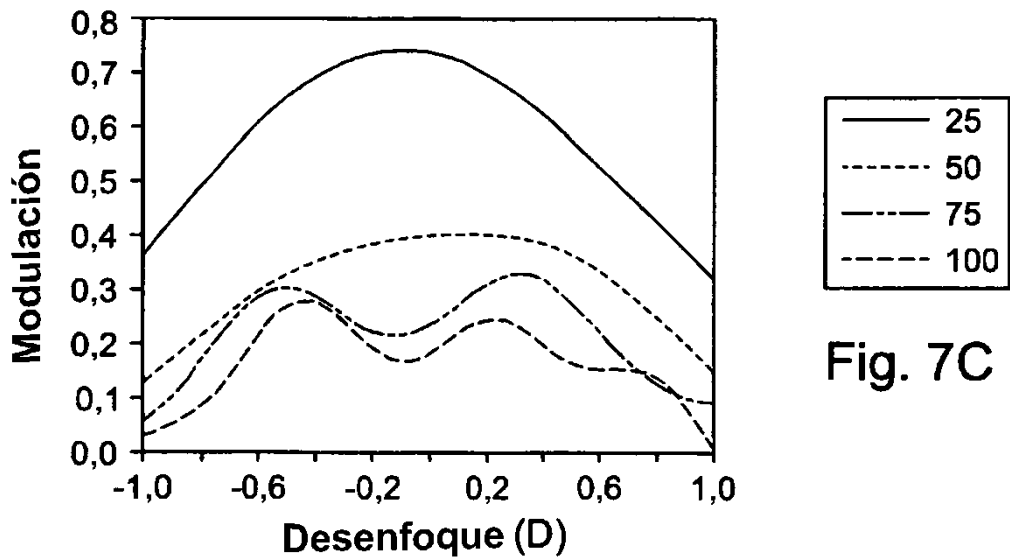


Fig. 7C

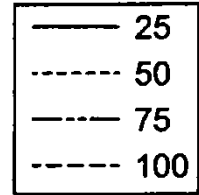
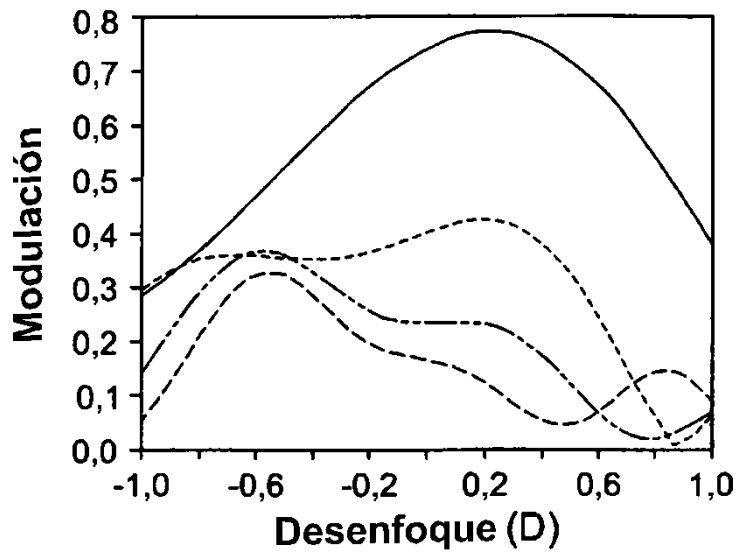


Fig. 7D

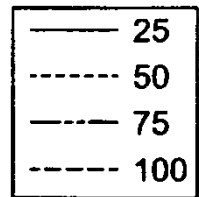
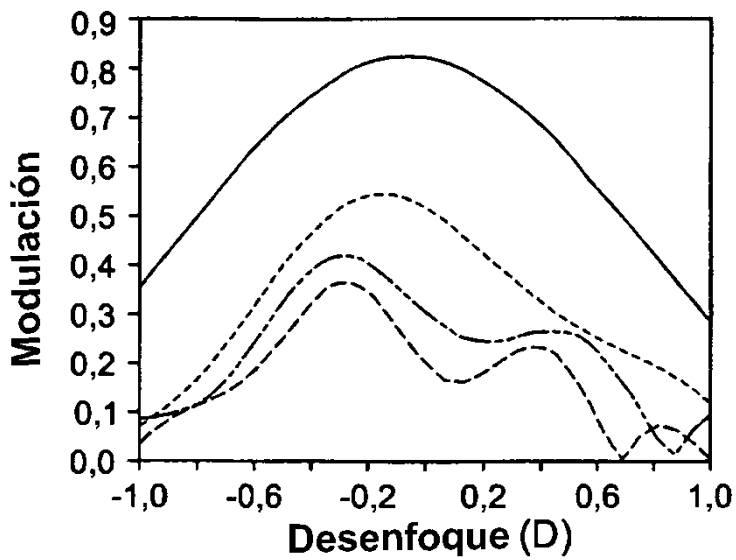


Fig. 7E

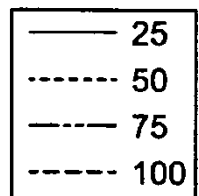
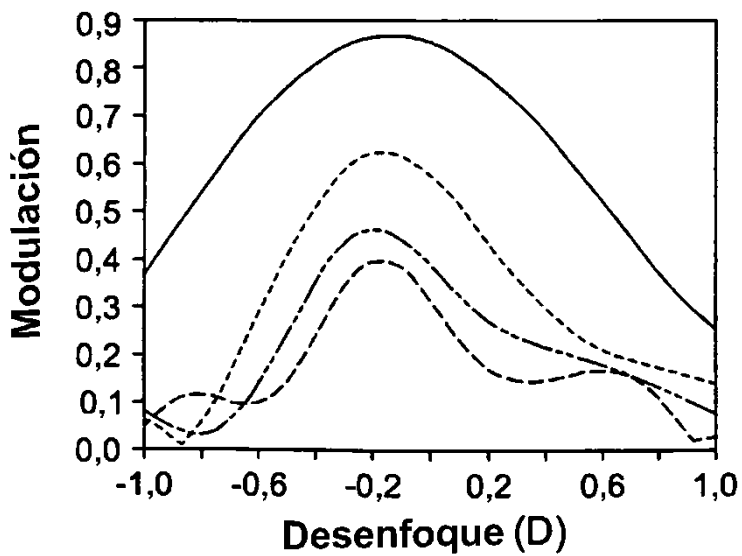


Fig. 7F

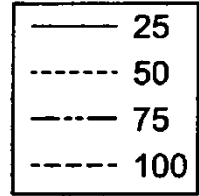
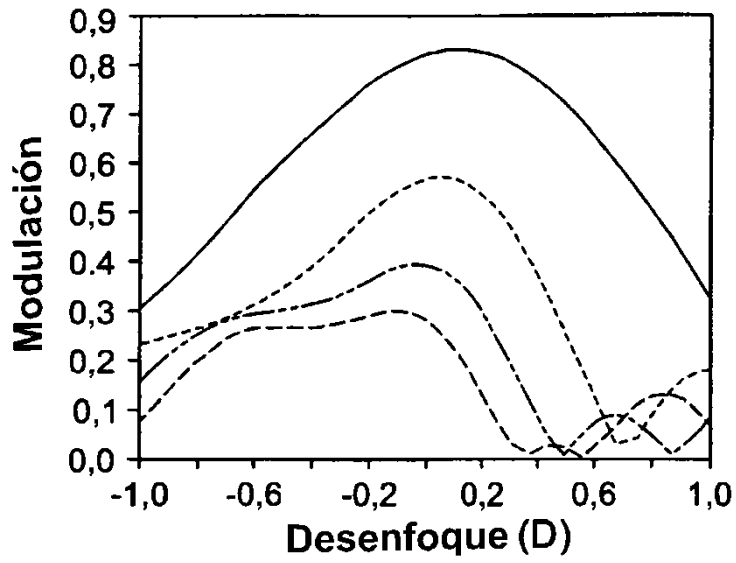


Fig. 7G

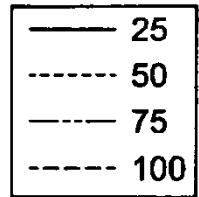
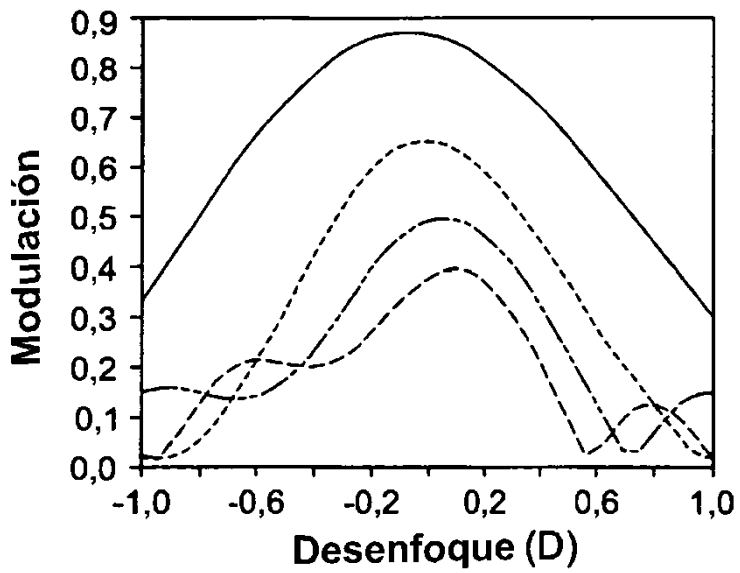


Fig. 7H

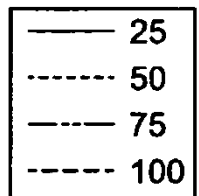
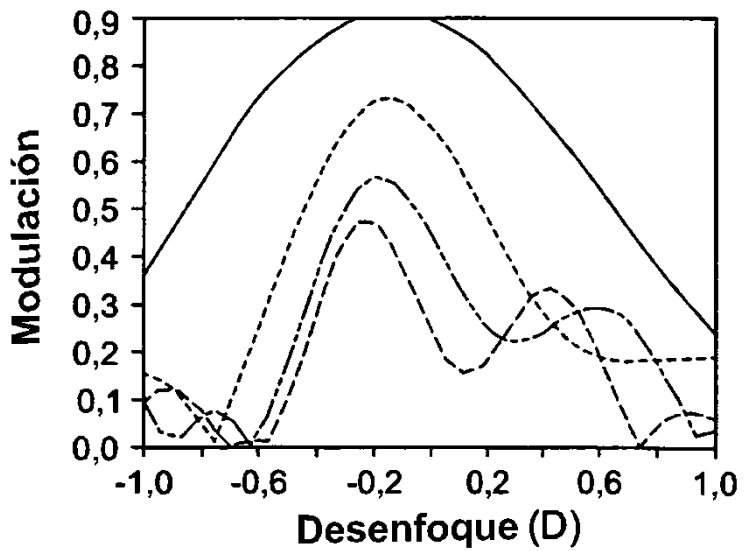


Fig. 7I