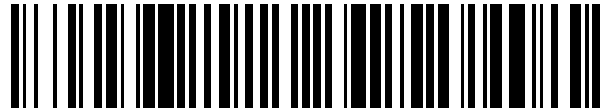


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 431 304**

51 Int. Cl.:

**A61F 2/16** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **25.01.2011 E 11704423 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.07.2013 EP 2503962**

54 Título: **Lente intraocular**

30 Prioridad:

**26.01.2010 BE 201000041**

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

**25.11.2013**

73 Titular/es:

**PHYSIOL (100.0%)  
Allée des Noisetiers, 4  
4031 Angleur, BE**

72 Inventor/es:

**HOUBRECHTS, YVETTE, APPOLINE,  
JOSÉPHINE;  
PAGNOULLE, CHRISTOPHE, ROBERT, MARIE,  
ARMAND y  
GATINEL, DAMIEN**

74 Agente/Representante:

**DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto**

**ES 2 431 304 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

**Campo de la invención**

5 La presente invención está relacionada con una lente intraocular, y en particular con una lente intraocular con un perfil difractivo en una cara anterior o posterior.

**Estado de la técnica**

10 Una lente intraocular es una que puede implantarse en el ojo, la mayoría de los casos para sustituir el cristalino tras una operación de cataratas. Normalmente incluye unos soportes laterales flexibles, llamados "haptics", que se utilizan para soportar la lente en el saco capsular. Una lente intraocular puede ser un lente refractiva, una lente difractiva o bien una lente refractiva-difractiva. Una lente refractiva converge la luz hacia un punto focal sobre el eje óptico mediante refracción, mientras que una lente difractiva crea un patrón de difracción al formar un punto focal sobre el eje óptico por orden de difracción. Una lente refractiva-difractiva combina las características de ambas.

15 El cristalino tiene cierta flexibilidad, que permite, mediante la acción de los músculos ciliares, la adaptación del ojo a la visión de lejos o de cerca. Al tirar de las orillas del cristalino, los músculos ciliares lo aplanan, desplazando de ese modo su punto focal. Sin embargo, debido al debilitamiento de los músculos ciliares debido a la edad, o debido a la sustitución del cristalino por una lente intraocular, un paciente puede perder por lo menos en parte esta adaptabilidad.

Con el fin de abordar este problema, se han propuesto varios tipos de lentes intraoculares bifocales o multifocales.

20 Una lente intraocular refractiva bifocal o multifocal tiene un poder refractivo variable, normalmente disminuye desde el centro de la lente hacia la orilla exterior. Estas lentes intraoculares se venden bajo las marcas lolab® NuVue®, Storz® Tru Vista®, A Icon® AcuraSee®, loptex® y AMO® ReZoom®. Esto se beneficia de que en las situaciones en las que se requiere visión de cerca, tal como por ejemplo para leer, normalmente se tiene una alta luminosidad, lo que provoca el cierre del iris, ocultando la parte exterior de la lente y manteniendo sólo la parte más central que tiene el mayor poder refractivo. En una alternativa, la lente intraocular refractiva puede tener un perfil esférico, para corregir las aberraciones esféricas de la córnea.

25 Estas lentes bifocales o multifocales puramente refractivas sin embargo tienen inconvenientes. Principalmente, su efecto depende mucho del tamaño de la pupila. Por otra parte, debido a que tienen varios puntos focales, sólo proporcionan un contraste reducido y pueden formar halos, en particular, en visión de lejos, con reducida luminosidad.

30 Una alternativa es la que proporcionan las lentes intraoculares refractivas-difractivas. Típicamente, estas lentes proporcionan un punto focal óptico refractivo de orden cero para visión de lejos, y por lo menos un punto focal difractivo de primer orden para visión de cerca. Algunas lentes intraoculares refractivas-difractivas, tal como por ejemplo las desarrolladas por 3M® y las desarrolladas por AMO® y distribuidas bajo la marca Tecnis® comparten la luz de una manera substancialmente igual entre estos dos puntos focales. Por otro lado, las lentes intraoculares Acri.Tec® Acri.lisa® 366D, tienen una distribución asimétrica de la luz, con más luz dirigida hacia el punto focal para la visión de lejos que para la visión de cerca, con el objeto de mejorar el contraste y reducir la formación de halos en la visión de lejos.

40 En el artículo "History and development of the apodized diffractive intraocular lens", de J. A. Davison y M. J. Simpson, publicado en J. Cataract Refract. Surg. Vol. 32, 2006, págs. 849-858, doi :10.1016 /j.jcrs.2006.02.006, se describe una lente intraocular refractiva-difractiva en la que se aplica apodización al perfil difractivo, que tiene una amplitud decreciente en el sentido que discurre desde el eje óptico hacia una orilla exterior de la lente. Esta lente, vendida por Alcon® bajo la marca ReSTOR® permite de ese modo una variación de la distribución de la luz entre los puntos focales para visión de lejos y visión de cerca según la abertura de la pupila.

45 Estas lentes intraoculares refractivas-difractivas del estado de la técnica, sin embargo, también tiene algunos inconvenientes. Principalmente, son casi puramente bifocales, con una separación entre el punto focal para visión de lejos y el que es para visión de cerca, de tal manera que pueden ser incómodas en visión intermedia.

50 También se han propuesto unas lentes multifocales refractivas-difractivas que tienen por lo menos un punto focal intermedio. En la solicitud de patente internacional WO 94/11765, se propone una lente refractiva-difractiva con un punto focal de orden cero para visión intermedia, un punto focal de orden +1 para visión de cerca y un punto focal de orden -1 para visión de lejos. Este objetivo, sin embargo, sólo permite una distribución substancialmente equitativa de la luz entre los tres puntos focales, con independencia de la abertura de la pupila.

En la solicitud de patente internacional WO 2007/092949, se propone una lente intraocular que incluye una pluralidad de perfiles difractivos, cada uno con un punto focal de orden +1. Los diferentes perfiles se disponen en

zonas concéntricas, y la distribución de la luz entre los puntos focales, dependerá por lo tanto fuertemente del tamaño de la pupila, como en lentes intraoculares multifocales refractivas.

El documento EP-A-0375291 describe una lente intraocular difractiva que tiene un primer y un segundo perfil difractivo, cada perfil difractivo tiene un punto focal diferente.

- 5 Además, todas las lentes intraoculares difractivas y refractivas-difractivas del estado de la técnica tienen el inconveniente de la pérdida de una parte considerable de la luz hacia los puntos focales no utilizables de un orden superior a 1.

**Compendio de la invención**

- 10 El primer objeto de la presente invención es proporcionar una lente intraocular que tiene dos puntos focales difractivos útiles, con distribución de la luz entre ambos puntos focales que no depende necesariamente del tamaño de la pupila.

- 15 Una lente intraocular según la presente invención incluye una superficie anterior y una superficie posterior y tiene un eje óptico sustancialmente antero-posterior. En esta lente, una de esas superficies anterior y posterior incluye un primer perfil difractivo que forma por lo menos un primer punto focal difractivo de orden +1 en dicho eje óptico, y un segundo perfil difractivo que forma un segundo punto focal difractivo de orden +1 en dicho eje óptico que es distinto del primer punto focal difractivo de orden +1, por lo menos una parte de dicho segundo perfil difractivo se superpone en por lo menos una parte del primer perfil difractivo, de modo que el orden +2 del segundo perfil difractivo se añade al orden +1 del primer perfil difractivo.

- 20 Ambos perfiles difractivos, incluso superpuestos, continúan formando puntos focales difractivos distintivos. De este modo, es posible obtener dos puntos focales diferentes de orden +1 sin que la distribución de la luz entre ellos se vea necesariamente afectada por el tamaño de la pupila.

- 25 Otro objeto de la presente invención es proporcionar una lente intraocular multifocal. Para ello, dicha lente puede ser ventajosamente una lente refractiva-difractiva con, en dicho eje óptico, un punto focal de orden cero distinto de dicho primer y segundo punto focal de orden +1. En particular, dicho punto focal de orden cero puede ser un punto focal para visión de lejos, dicho primer punto focal de orden +1 puede ser un punto focal para visión de cerca, y dicho segundo punto focal de orden +1 un punto focal para visión intermedia.

- 30 De este modo, es posible obtener una lente intraocular multifocal, en particular con un punto focal para visión de lejos, un punto focal para visión intermedia y un punto focal para visión de cerca, sin la distribución de la luz entre por lo menos dos de estos puntos focales, y en particular entre el punto focal para visión de cerca y el punto focal de visión intermedia, siendo necesariamente afectado por el tamaño de la pupila.

- Todavía otro objeto de la presente invención es limitar las pérdidas de luz debidas a los órdenes de refracción superiores a +1. Para ello, dicho punto focal para visión de cerca también puede coincidir sustancialmente sobre el eje óptico con un punto focal de un orden superior a 1 formado por el segundo perfil difractivo. En particular, dicho punto focal de un orden superior puede ser un punto focal de orden +2.

- 35 De este modo, la luz dirigida hacia dicho punto focal de un orden superior no se pierde, pero se utiliza para reforzar un punto focal de orden +1, principalmente el punto focal para visión de cerca. De esta manera, se obtiene la ventaja de una distribución asimétrica de la luz en favor del punto focal para visión de cerca relativamente al punto focal para la visión intermedia que es el menos importante.

- 40 Ventajosamente, dicho punto focal para visión de cerca se encuentra a una distancia entre el punto focal para visión de lejos correspondiente a entre +2,5 dioptrías y +5 dioptrías, en particular entre +3 dioptrías y +4 dioptrías, tal como por ejemplo +3,5 dioptrías. Esta longitud focal permite una adecuada simulación de la óptima capacidad de adaptación del cristalino.

- 45 La proporción de la luz dirigida hacia los puntos de difracción de orden +1 depende de la amplitud del perfil difractivo. Por ejemplo, en una lente refractiva-difractiva con una amplitud del perfil difractivo de una longitud de onda, la totalidad de la luz se dirigirá hacia los puntos focales difractivos, pero con una disminución de la amplitud, una proporción creciente de la luz se dirigirá hacia el punto focal refractivo. Con amplitud cero del perfil difractivo, la lente será, por supuesto, puramente refractiva.

Ventajosamente, dicho segundo perfil difractivo puede tener una menor amplitud que el primer perfil difractivo.

- 50 Ventajosamente, dicho primer y/o segundo perfil difractivo pueden recibir apodización con una amplitud decreciente desde el eje óptico hacia una orilla exterior de la lente, en particular proporcionalmente al cubo de la distancia al eje óptico. De esta manera, con una abertura creciente de la lente, la distribución de la luz variará en favor del punto focal refractivo, es decir, el punto focal para visión de lejos, y en detrimento de los puntos focales para visión de cerca e intermedia.

Ventajosamente, la lente puede ser asférica, para obtener una mayor profundidad de campo.

Ventajosamente, dicho primer perfil difractivo y/o dicho segundo perfil difractivo puede ser perfiles de tipo *kinofom*, con el que se pueden suprimir los puntos focales refractivos innecesarios, sobre todo los de orden negativo. Incluso más ventajosamente, las orillas de dicho primer y/o segundo perfiles difractivos pueden ser redondeadas, lo que reduce los ángulos agudos y mejora la calidad de la imagen mediante la reducción de la luz difusa.

5

### Descripción detallada

Los detalles relativos a las realizaciones de la invención se describen a continuación de una manera ilustrativa y no restrictiva con referencia a los dibujos.

La Fig. 1 ilustra un ejemplo de lente intraocular según una realización de la invención.

10 La Fig. 2 ilustra esquemáticamente la lente de la Fig. 1 con un punto focal para visión de lejos, un punto focal para visión intermedia y un punto focal para visión de cerca.

La Fig. 3 ilustra la sección radial de la superficie anterior de la lente de la Fig. 1 que tiene dos perfiles difractivos superpuestos.

La Fig. 4a ilustra el primero de los dos perfiles difractivos de la Fig. 3.

15 La Fig. 4b ilustra el segundo de los dos perfiles difractivos de la Fig. 1.

La Fig. 5 ilustra la distribución de luz en el eje óptico de la lente de la Fig. 1 para una determinada abertura de pupila.

La Fig. 6 ilustra la variación de la distribución de la luz entre los tres puntos focales dependiendo de la abertura de la pupila.

20 La Fig. 7a compara las funciones de transferencia de modulación de los tres puntos focales de una lente según una realización de la invención, en comparación con las de las dos longitudes focales de una lente bifocal del estado de la técnica, con una abertura de pupila de 2,0 mm.

25 La Fig. 7b compara las funciones de transferencia de modulación de los tres puntos focales de la lente según una realización de la invención, en comparación con las de los dos puntos focales de una lente bifocal del estado de la técnica, con una abertura de pupila de 3,0 mm.

La Fig. 7c compara las funciones de transferencia de modulación de tres puntos focales de una lente según una realización de la invención, en comparación con las de los dos puntos focales de una lente bifocal del estado de la técnica, con una abertura de pupila de 4,5 mm.

30 En la Fig. 1 se ilustra una configuración general de una lente intraocular 1 según una realización de la invención. Como esto se puede ver en la figura, la lente incluye un cuerpo óptico central 2 y, en este ejemplo de configuración, y dos soportes flexibles 3, llamados "*haptics*", en la orilla exterior de la lente 1 con el fin de soportarlo en el saco capsular cuando se implanta en el ojo de un paciente. Sin embargo, un experto en la técnica conoce otras configuraciones alternativas y que son aplicables en una lente intraocular según la invención, tal como por ejemplo un mayor número de *haptics*, *haptics* con forma de aro, etc.

35 En la Fig. 2, la lente intraocular 1 según la realización ilustrada de la invención es una lente de tipo refractivo-difractivo. El cuerpo central óptico 2 incluye una cara anterior 4 y una cara posterior 5, y tiene un eje antero-posterior 6. Las caras anterior y/o posterior 4, 5 tienen unas curvaturas de tal manera que la lente 1 dirige una parte de la luz incidente sobre un punto focal refractivo 7, o de orden cero, sobre el eje óptico. Este punto focal 7 es un punto focal para visión de lejos. En esta realización particular, la lente 1 tiene una asfericidad con una aberración esférica de -0,11  $\mu\text{m}$ . La asfericidad asegura el equilibrio natural entre la sensibilidad al contraste y la profundidad de campo al inducir una aberración esférica positiva moderada en los ojos implantados con esta lente.

40 Sin embargo, en su cara anterior 4, la lente 1 tiene un relieve 8 ilustrado en la Fig. 3 y formado por la superposición de un primer perfil difractivo 9, ilustrado en la Fig. 4A, con un segundo perfil difractivo 10, ilustrado en la Fig. 4B. (Cabe señalar que en estas tres figuras, la altura de los perfiles está considerablemente exagerada con respecto a la distancia radial  $r$ ). El relieve 8 por lo tanto genera una figura de difracción compleja, con, en el eje óptico 6, un primer punto focal difractivo 11 de orden +1 correspondiente al primer perfil difractivo 9, y un segundo punto focal difractivo 11 de orden +1 correspondiente al segundo perfil difractivo 10.

45 El primer punto focal difractivo 11 de orden +1 es un punto focal para visión de cerca, mientras que el segundo punto focal difractivo 12 de orden +1 es un punto focal para visión intermedia.

50 El primer perfil difractivo 9 es un perfil del tipo *kinofom*, que se adapta aproximadamente a la función:

$$H_1(r) = a_1 \left( 1 - \frac{r^3}{R^3} \right) \frac{\lambda}{2\pi} \left( \frac{1}{n_2 - n_1} \right) \left( \text{mod} \left[ \left( F_1 - \sqrt{r^2 + F_1^2} \right) 2 \frac{\pi}{\lambda}, 2\pi \right] + \pi \right)$$

En esta ecuación,  $H_1(r)$  es la altura del primer perfil difractivo 9 como función de la distancia radial  $r$  con respecto al eje óptico,  $R$  es la distancia radial desde la orilla exterior de la lente al eje óptico,  $\lambda$  es la longitud de onda a la que el ojo tiene mayor sensibilidad (normalmente 550 nm),  $n_1$  y  $n_2$  son unos índices de refracción del material de la lente y de su medio de implantación,  $a_1$  es un parámetro de amplitud (0,44 en la realización ilustrada), y  $F_1$  es la longitud focal del punto focal 11 de orden +1 de este primer perfil difractivo 9 (300 mm para +3,5 dioptrías en esta realización).

El segundo perfil difractivo 10 también es un perfil del tipo *kinofom*, que se adapta aproximadamente a la función:

$$H_2(r) = a_2 \left( 1 - \frac{r^3}{R^3} \right) \frac{\lambda}{2\pi} \left( \frac{1}{n_2 - n_1} \right) \left( \text{mod} \left[ \left( F_2 - \sqrt{r^2 + F_2^2} \right) 2 \frac{\pi}{\lambda}, 2\pi \right] + \pi \right)$$

En esta ecuación  $H_2(r)$  es la altura de este segundo perfil difractivo 10 como función de la distancia radial  $r$  con respecto al eje óptico,  $a_2$  es un parámetro amplitud (0,27 en la realización ilustrada) y  $F_2$  es la longitud focal del punto focal 12 de orden +1 de este segundo perfil difractivo 10 (600 mm para +1,75 dioptrías en esta realización).

Realmente debería observarse que, por restricciones de fabricación, los perfiles difractivos reales 9, 10 pueden adecuarse aproximadamente sólo a estas ecuaciones. En particular, las orillas de estos perfiles reales serán redondeadas, lo que se puede simular mediante una convolución como se ilustra en las Figs. 4A y 4b, y que tiene la ventaja adicional de reducir la cantidad de luz difusa en beneficio de la calidad óptica de la imagen.

El relieve 8 resultante de la superposición de estos dos perfiles 9, 10 se ajusta por lo tanto aproximadamente a la fórmula  $H(r) = H_1(r) + H_2(r)$ , como se ilustra en la Fig. 3. Como en esta realización  $F_2 = 2F_1$ , el segundo perfil difractivo 10 tiene una periodicidad que es la mitad del primer perfil difractivo 9. Por lo tanto el relieve 8 tiene grandes dientes de sierra 13, resultantes de la adición de un escalón del primer perfil 9 con un escalón del segundo perfil 10, alternando con pequeños dientes de sierra 14, correspondientes a un escalón sin otro del primer perfil 10. Además, de esta forma el segundo perfil 10 forma un perfil difractivo de orden +2 que coincide con el punto focal 11 de orden +1 del primer perfil 9. De este modo, una parte de la luz, que de otro modo se perdería, se utiliza aquí para ayudar a la visión de cerca.

Una forma de estimar la prioridad óptica de una lente intraocular consiste en determinar experimentalmente su función de transferencia de modulación (MTF: modulation transfer function). La MTF de un sistema óptico refleja la proporción del contraste que se transmite a través del sistema óptico para una determinada frecuencia espacial. Generalmente, el contraste disminuye con el aumento de la frecuencia. En la Fig. 5, la curva 15 de la MTF de la lente 1 versus el poder focal  $D$  se puede ver como una abertura de pupila de 3,0 mm en un modelo de ojo según la norma ISO a 50 ciclos/mm. Esta curva 15 muestra 3 picos 16, 17, 18 que corresponden respectivamente al punto focal para visión de lejos, al punto focal 12 para visión intermedia y al punto focal 11 para visión de cerca. En esta lente 1, con esta abertura, la distribución de la luz entre estos tres puntos focales es del 49% para visión de lejos, el 34% para visión de cerca y el 17% para visión intermedia. También se puede apreciar en esta figura que se dirige muy poca luz a otro lugar distinto a estos tres puntos focales.

Como esto se puede ver en las Figs. 3, 4a y 4b, la amplitud de los dos perfiles 9, 10 disminuye con el cubo del radio  $r$ , de acuerdo con las ecuaciones para  $H_1(r)$  y  $H_2(r)$ . El relieve 8 por lo tanto recibe "apodización" para disminuir desde el centro de la lente 1 a su orilla exterior. De este modo, con una mayor abertura, cada vez se dirige más luz hacia el punto focal refractivo 7, en detrimento de los puntos focales difractivos 11 y 12. Esto se puede apreciar en la Fig. 6, en la que la curva 19 corresponde al porcentaje de la luz incidente dirigida hacia el punto focal 7 para visión de lejos, la curva 20 corresponde a la que se dirige hacia el punto focal 12 para visión intermedia, la curva 21 a la que se dirige hacia el punto focal 11 para visión de cerca, y la curva 22 a la que la energía de la luz se pierde, según se calcula teóricamente según la abertura de pupila en milímetros.

En las Figs. 7a, 7b y 7c, un ejemplo de lente intraocular 1 según una realización de la invención se compara con una lente intraocular bifocal Acri.Tec® Acri.lisa® 366D, considerada como una de las mejores del estado de la técnica. Las curvas 23, 24 y 25 corresponden a la MTF versus a la frecuencia espacial para el punto focal 7 para visión de lejos, el punto focal 11 para visión de cerca, y el punto focal 12 para visión intermedia, respectivamente. Las curvas 26 y 27 corresponden a la MTF versus la frecuencia espacial para los puntos focales para visión de lejos y para visión de cerca, respectivamente, de una lente intraocular bifocal Acri.Tec® Acri.lisa® 366D, ilustrada como una comparación.

La Fig. 7a corresponde a una abertura de pupila de 2,0 mm. Se apreciará que la curva 24 correspondiente a visión de cerca, normalmente la más importante para una abertura pequeña, tal como la última, es muy similar a la curva

27 de la lente del estado de la técnica. Sin embargo, el objetivo 1 según este ejemplo de realización de la invención tiene la ventaja de tener además un punto focal 12 para visión intermedia. Con esta abertura, la lente 1 tiene una distribución teórica de energía luminosa del 41% para visión de lejos, el 35% para visión de cerca y el 24% para visión intermedia.

5 A modo de comparación, la lente Acri.lisa® del estado de la técnica tiene una distribución del 65% para visión de lejos y el 35% para visión de cerca.

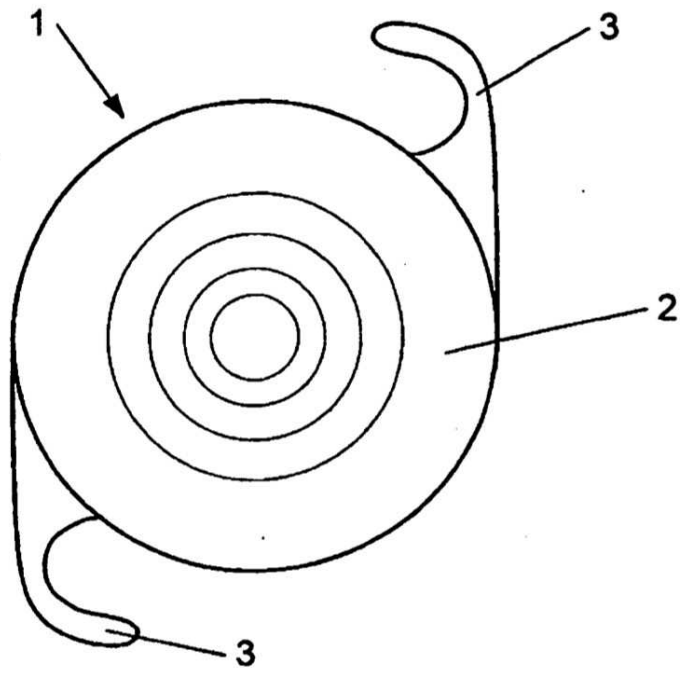
10 La Fig. 7b corresponde a una abertura de pupila de 3,0 mm. En este caso, la curva 24 correspondiente a visión de cerca con la lente 1 sigue siendo muy similar a la curva 27 de la lente del estado de la técnica, mientras que la curva 23 para visión de lejos está cerca de la curva de referencia 26 correspondiente a visión de lejos con la lente Acri.lisa®. Con esta abertura, la distribución teórica de la luz entre los puntos focales 7, 12 y 11 es de 49%/34%/17%, en comparación un 65%/35% adicional para la lente de referencia Acri.lisa®.

15 Por último, la Fig. 7c corresponde a una abertura de 4,5 mm. En este caso, la curva 23 de MTF para visión de lejos de la lente 1 supera la curva correspondiente 26 de la lente de referencia Acri.lisa®. Por otro lado, la curva 24 para visión de cerca permanece muy próxima a la curva de referencia 27, en particular para frecuencias medias y altas espaciales. En este caso, la distribución teórica de la luz entre los puntos focales 7, 12 y 11 es de 67%/24%/9%, contra un 65%/35% adicional para la lente de referencia.

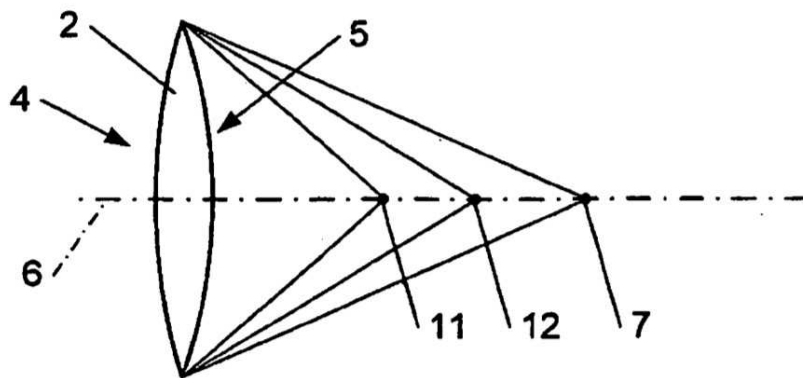
20 A pesar de que la presente invención se ha descrito con referencia a unos ejemplos específicos de realizaciones, es evidente que se pueden realizar modificaciones y cambios en estos ejemplos sin modificar el alcance general de la invención tal como se define en las reivindicaciones. Por ejemplo, en realizaciones alternativas, una lente intraocular según la invención puede tener diferentes perfiles difractivos, aparte de *kinofom*, o bien con diferentes relaciones entre la periodicidad y las distancias de los dos perfiles difractivos superpuestos. Estos perfiles difractivos también se pueden superponer solo en una parte de la superficie anterior o posterior de la lente. La lente también pueden tener diferentes curvaturas en sus caras anterior y/o posterior, o no hay curvatura, y estas curvaturas pueden, dependiendo de las necesidades, ser esféricas o no. Por lo tanto, la descripción y los dibujos deben considerarse en  
25 un sentido ilustrativo en lugar de en un sentido restrictivo.

## REIVINDICACIONES

1. Una lente intraocular (1) que incluye una superficie anterior (4) y una superficie posterior (5) y que tiene un eje óptico (6) sustancialmente antero-posterior, en donde una de esas superficies anterior y posterior (4, 5) incluye un primer perfil difractivo (9) que forma por lo menos un primer punto focal difractivo (11) de orden +1 en dicho eje óptico (6), y un segundo perfil difractivo (10) que forma un segundo punto focal difractivo (12) de orden +1 en dicho eje óptico (6) que es distinto del primer punto focal difractivo (11) de orden +1, y caracterizado porque por lo menos una parte de dicho segundo perfil difractivo (10) se superpone a por lo menos una parte del primer perfil difractivo (9), de modo que el orden +2 del segundo perfil difractivo (10) se añade al orden +1 del primer perfil difractivo (9).
2. Una lente intraocular (1) según la reivindicación 1, en donde dicha lente (1) es una lente refractiva-difractiva con, en dicho eje óptico (6), un punto focal (7) de orden cero distinto a dicho primer y segundo punto focal (11, 12) de orden+1.
3. Una lente intraocular (1) según la reivindicación 2, en donde dicho punto focal (7) de orden cero es un punto focal para visión de lejos, dicho primer punto focal (11) de orden +1 es un punto focal para visión de cerca, y dicho segundo punto focal (12) de orden +1 es un punto focal para visión intermedia.
4. Una lente intraocular según la reivindicación 3, en donde dicho punto focal (11) para visión de cerca también coincide sustancialmente sobre el eje óptico (6) con un punto focal de orden +2 formado por el segundo perfil difractivo (10).
5. Una lente intraocular (1) según cualquiera de las reivindicaciones 3 o 4, en donde dicho punto focal (11) para visión de cerca se encuentra a una distancia del punto focal (7) para visión de lejos correspondiente a entre +2,5 dioptrías y +5 dioptrías.
6. Una lente intraocular (1) según la reivindicación 5, en donde dicho punto focal (11) para visión de cerca se encuentra a una distancia del punto focal (7) para visión de lejos correspondiente a entre +3 dioptrías y +4 dioptrías.
7. Una lente intraocular (1) según cualquiera de las reivindicaciones 3 a 6, en donde dicho segundo perfil difractivo (10) tiene una menor amplitud que el primer perfil difractivo (9).
8. Una lente intraocular (1) según cualquiera de las reivindicaciones 3 a 7, en donde dicho primer y/o segundo perfil difractivo (9, 10) reciben apodización con amplitud decreciente desde el eje óptico (6) a una orilla exterior de la lente (1).
9. Una lente intraocular (1) según la reivindicación 8, en donde dicha amplitud disminuye proporcionalmente al cubo de la distancia radial al eje óptico (6).
10. Una lente intraocular (1) según cualquiera de las reivindicaciones 2 a 9, en donde dicho objetivo (1) es esférico.
11. Una lente intraocular (1) según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde dicho primer perfil difractivo (9) y/o dicho segundo perfil difractivo (10) son perfiles de tipo *kinofom*.
12. Una lente intraocular (1) según la reivindicación 11, en donde las orillas de dicho primer y/o segundo perfil difractivo (9, 10) son redondeadas.

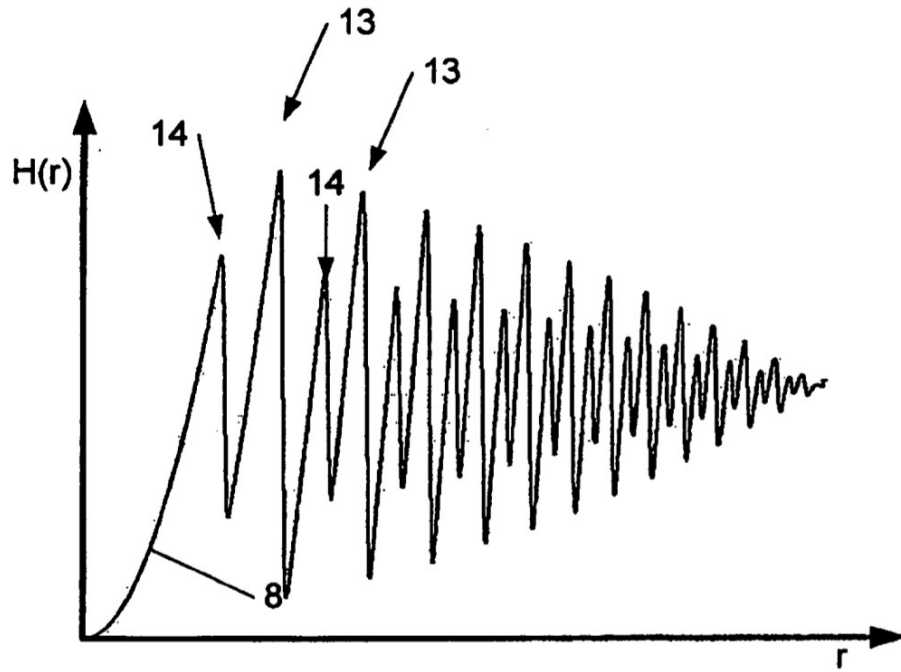


**Fig. 1**

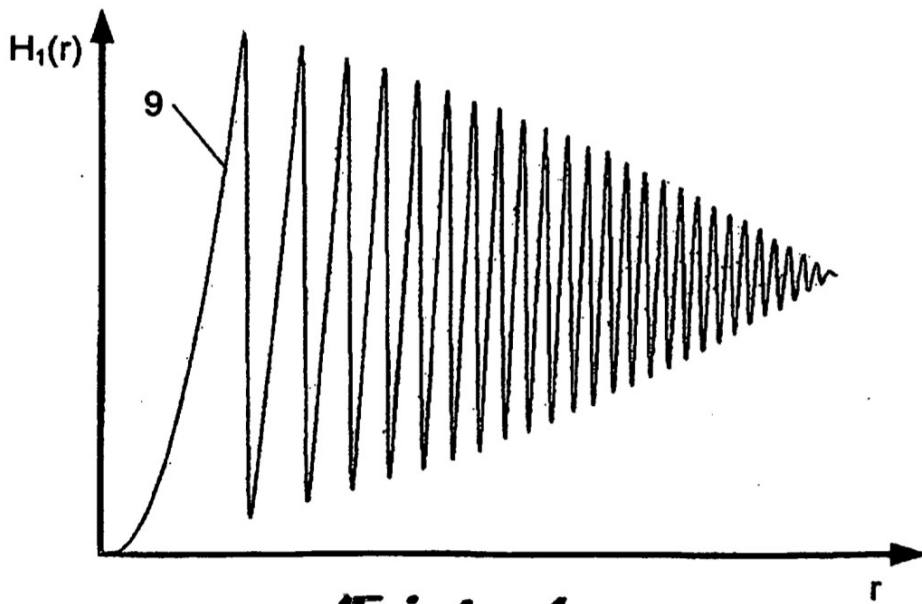


**Fig. 2.**

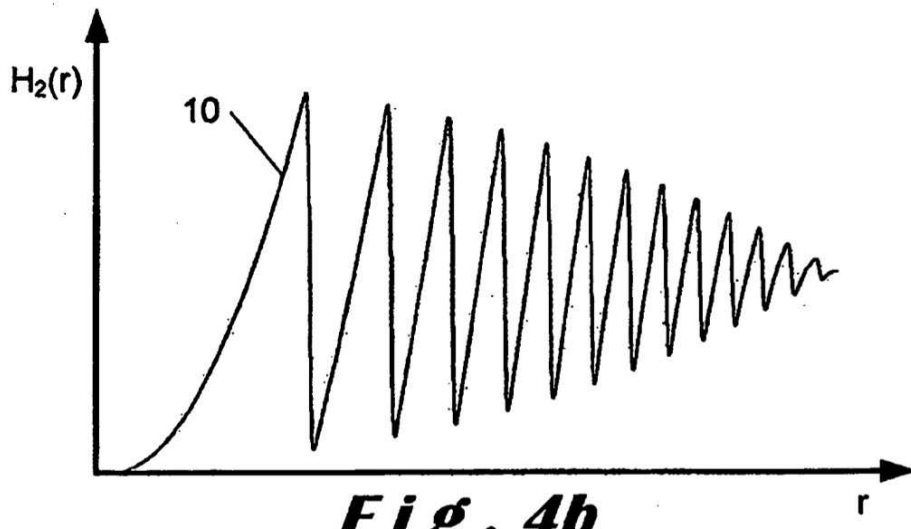




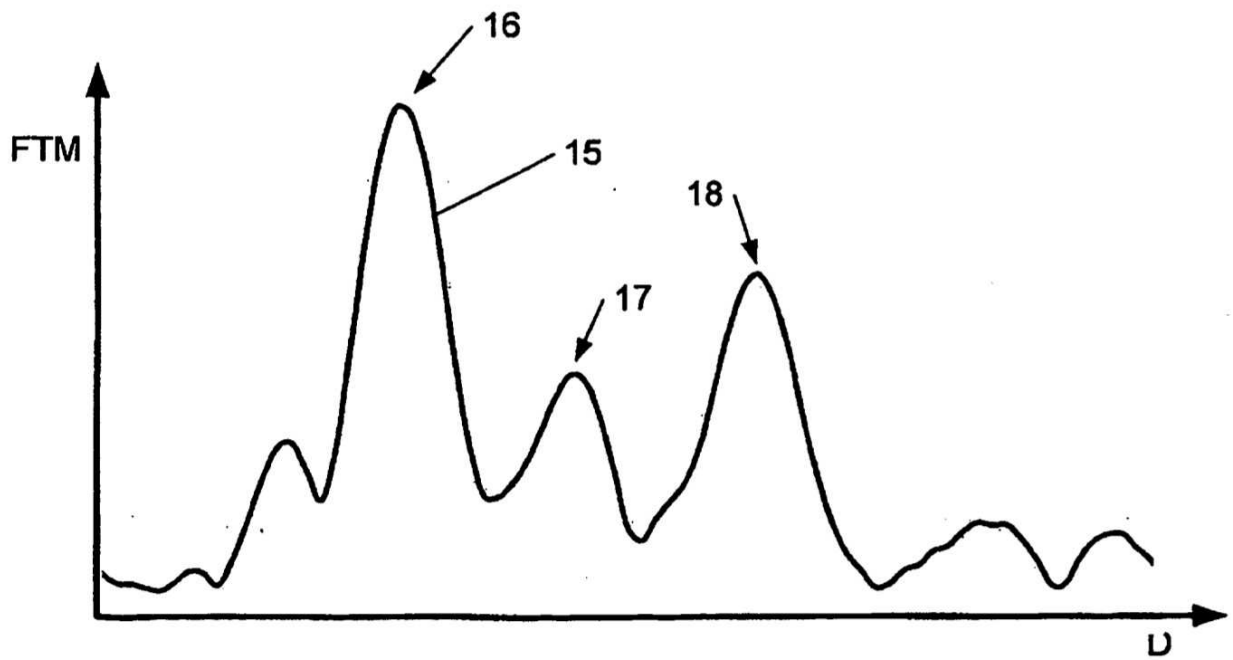
**Fig. 3**



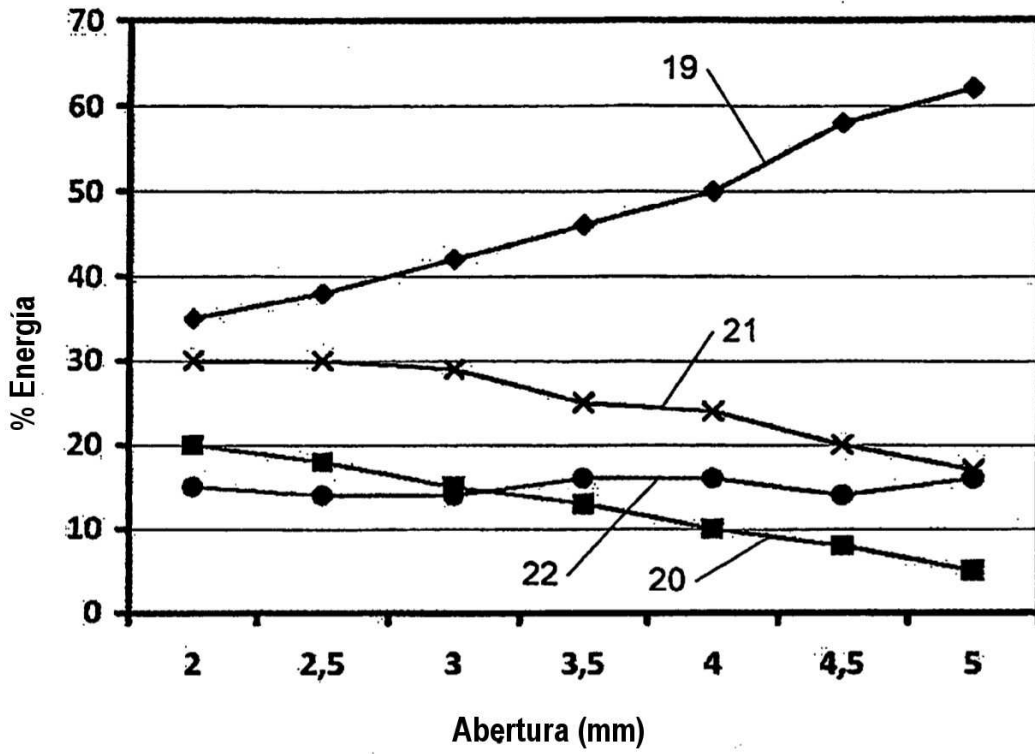
**Fig. 4a**



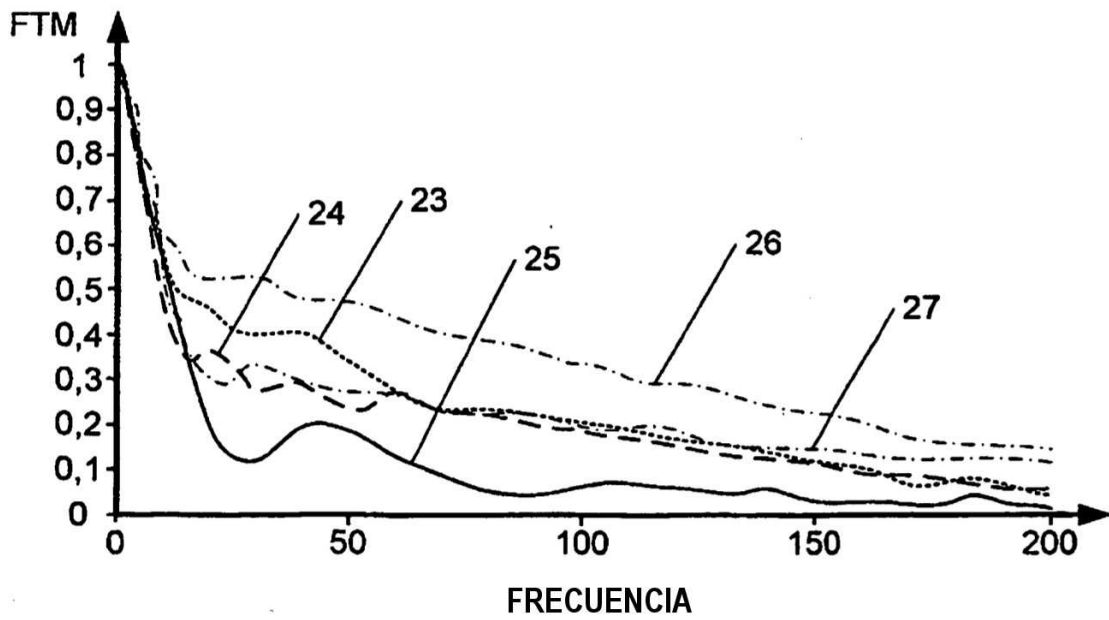
**Fig. 4b**



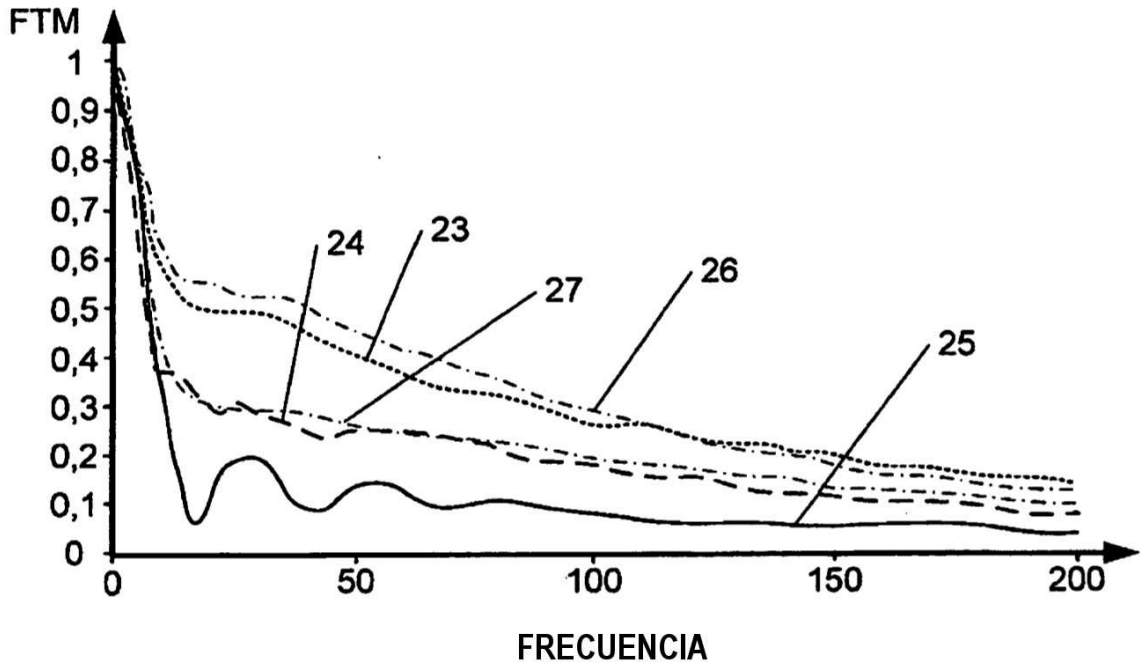
**Fig. 5**



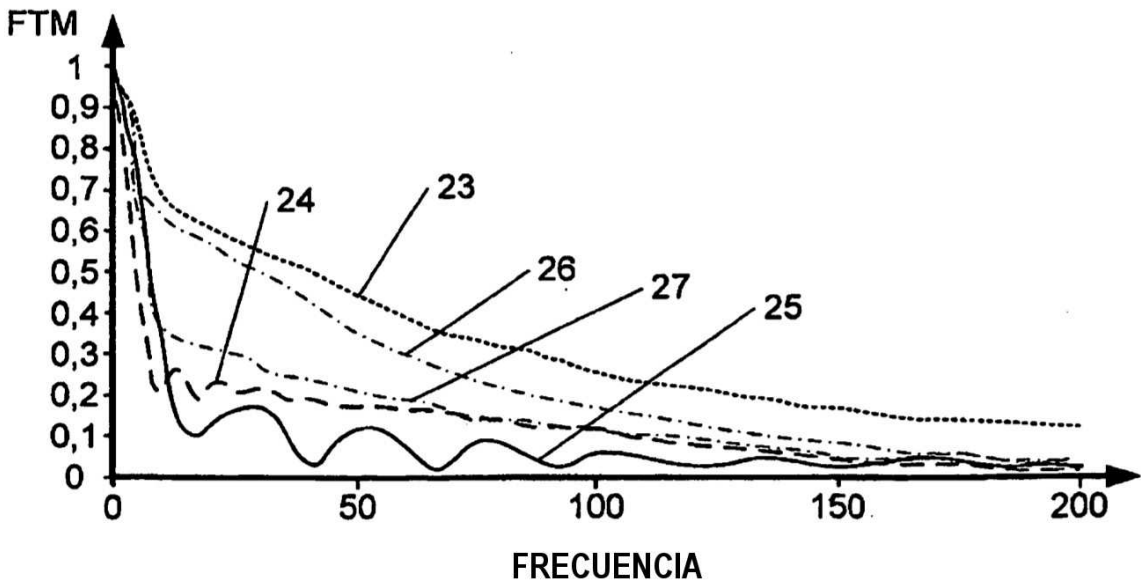
**Fig. 6**



**Fig. 7a**



**Fig. 7b**



**Fig. 7c**